



Comportement mecanique des cupules dans les protheses de hanche.Interpretation des descellements

Michel Bernadou, P. Christel, J.M. Crolet

► To cite this version:

Michel Bernadou, P. Christel, J.M. Crolet. Comportement mecanique des cupules dans les protheses de hanche.Interpretation des descellements. RR-0272, INRIA. 1984. inria-00076286

HAL Id: inria-00076286

<https://hal.inria.fr/inria-00076286>

Submitted on 24 May 2006

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.



CENTRE DE ROCQUENCOURT

Institut National
de Recherche
en Informatique
et en Automatique

Domaine de Voluceau
Rocquencourt
BP 105
78153 Le Chesnay Cedex
France
Tél.: (3) 954 90 20

Rapports de Recherche

N° 272

**COMPORTEMENT MÉCANIQUE
DES CUPULES DANS LES
PROTHÈSES DE HANCHE**

**INTERPRETATION
DES DESCELLEMENTS**

Michel BERNADOU
Pascal CHRISTEL
Jean-Marie CROLET

Février 1984

COMPORTEMENT MECANIQUE DES CUPULES

DANS LES PROTHESES DE HANCHE

- INTERPRETATION DES DESCELLEMENTS -

M. BERNADOU^(*) ; P. CHRISTEL^(**) ; J.M. CROLET^(*)

Résumé : La pose de prothèses de hanches est une opération classique de nos jours. Cependant, à moyen et long terme, il est observé des descellements qui affectent principalement l'implant cotyloïdien et nécessitent généralement une réintervention d'urgence.

Dans ce travail, nous proposons une méthode de simulation numérique permettant de calculer les contraintes principales dans les différents composants ainsi que les vecteurs de contraintes aux interfaces cupule-ciment et ciment-os. Les résultats obtenus permettent d'expliquer les phénomènes de descellements de manière très cohérente avec les observations cliniques.

Abstract : The total hip replacement is now a classical implantation which is generally successful. But, after some years, it is sometimes observed loosening which mainly affect the acetabular cup. Then, the patient needs to be urgently reoperated.

In this work, we propose a numerical simulation method which gives the main stresses in the different components of the fitted acetabulum cup as well as the *stress vectors* at the interfaces between the different materials (alumina or polyethylen / cement / bone). The results allow us to explain the loosening phenomena in a way which is really coherent with the clinical observations.

(*) INRIA, Domaine de Voluceau, B.P. 105, Rocquencourt,
78153 LE CHESNAY Cedex, FRANCE.

(**) Laboratoire de Recherches Orthopédiques, Faculté de Médecine
Lariboisière St Louis, 10 Avenue de Verdun, 75010 PARIS, FRANCE.

I. - INTRODUCTION

L'utilisation de la méthode des éléments finis dans la résolution de problèmes de *biomécanique orthopédique* a débuté voici une dizaine d'années (BREKELMANS, POORT et SLOOFF [1972]). Après des débuts assez lents dus pour l'essentiel à la complexité des structures biologiques et au manque de données mécaniques précises sur les matériaux concernés, cette méthode connaît ces quatre ou cinq dernières années une croissance rapide.

La majeure partie de ces études de biomécanique orthopédique concerne la simulation numérique des champs de déplacements et de contraintes apparaissant dans certaines régions de l'architecture osseuse normale ou appareillée, par exemple dans :

- i) certains os ou parties d'os : *fémur*, tête de fémur, *tibia*...
- ii) des *articulations*, comme la *hanche*, le *genou*, les *disques intervertébraux* et les *prothèses* correspondantes ;
- iii) certaines *fractures* et leurs réductions à l'aide de joints et de fixations.

Un bilan des résultats obtenus dans ces différents domaines est donné par HUISKES et CHAO [1983].

Par la suite nous nous limiterons à *certaines aspects mécaniques* liés à la pose de *prothèses de hanches*. Il s'agit là de problèmes pour lesquels il est quasiment impossible d'effectuer des mesures expérimentales "in vivo". Dans ce cas la simulation numérique par des méthodes d'éléments finis s'avère extrêmement prometteuse. Il y a quelques études disponibles concernant différents aspects de la biomécanique de la hanche et du bassin. Citons notamment :

(*) HUGGLER, SCHRIEBER, DIETSCH et JACOB [1974] ainsi que JACOB, HUGGLER, DIETSCH et SCHRIEBER [1976], qui ont utilisé des *modèles de bassin humain en matériaux composites*, réalisés à partir de résine époxy et ont simulé in vitro les conditions de charges physiologiques ;



leur conclusion est que l'os spongieux du bassin est moins contraint que les zones osseuses périphériques de celui-ci, à savoir l'os cortical et l'os sous-chondral.

(**) A l'aide d'une méthode *tridimensionnelle* d'éléments finis GOEL, VALLIAPPAN et SVENSSON [1978] ont montré que le maximum des contraintes était localisé dans l'os sous-chondral. Mais le *maillage trop grossier* n'a pas pu permettre une étude détaillée de la région péricotyloïdienne.

(***) OONISHI, ISHA et HASEGAWA [1983], en utilisant la photoélasticité tridimensionnelle pour analyser le champ des contraintes internes dans le bassin, n'ont pu obtenir de données quantitatives ; ils ont alors poursuivi leur étude par une *simulation numérique* reposant sur une *méthode tridimensionnelle d'éléments finis*. Ils ont déterminé un champ de compression sur la surface externe du bassin avec un maximum de contraintes situé au pôle supérieur du cotyle et l'existence d'un champ de tension sur la face interne du bassin. Avec l'utilisation d'un implant cotyloïdien en céramique à très haut module d'élasticité, ils ont constaté la présence de contraintes élevées dans la cupule cotyloïdienne. La *forme géométrique du maillage étant trop éloignée de la réalité*, il n'est pas donné de conclusions sur le comportement de l'os spongieux entourant l'implant.

(****) CARTER, VASU et HARRIS [1982] et VASU, CARTER et HARRIS [1982] ont approché numériquement, à l'aide d'une *méthode bidimensionnelle d'éléments finis*, le champ des contraintes existant dans un cotyle appareillé avec une cupule en polyéthylène d'une part, en polyéthylène renforcé par une enveloppe extérieure de métal d'autre part. Ces auteurs ont ainsi obtenu les champs de contraintes correspondant à diverses épaisseurs de métal, ce dernier ayant pour effet de diminuer les contraintes dans le ciment acrylique adjacent.

(***** PEDERSEN, CROWNINSHIELD, BRAND et JOHNSTON [1982] ont effectué un travail similaire à l'aide d'une méthode d'éléments finis *axisymétriques*. Cette méthode permet la prise en compte de chargements dissymétriques tridimensionnels et a le mérite de conduire à la résolution de problèmes bidimensionnels seulement.

Dans ce rapport nous nous intéresserons plus précisément à la partie du bassin dans laquelle vient s'encaster la tête du fémur, i.e. :

- l'aile iliaque formée d'os cortical, d'os spongieux et d'une couche de cartilage reposant sur une lame d'os sous-chondral pour le cas normal ;

- l'aile iliaque privée de son cartilage et éventuellement de son os sous-chondral, et dans laquelle est fixée, par l'intermédiaire d'un ciment, une cupule pour le cas du cotyle appareillé.

Pour chacun de ces cas, nous proposons une méthode d'approximation numérique du champ des contraintes apparaissant dans chacune des régions citées ci-dessus .

En particulier, et c'est là la principale originalité de ce travail, nous mettons en oeuvre une méthode permettant de déterminer les *vecteurs de contraintes aux interfaces cupule-ciment et ciment-os*. La connaissance de ces contraintes est *fondamentale* pour expliquer les *phénomènes de descellements d'implants cotyloïdiens* qui représentent la *limitation majeure à une tenue durable de la prothèse de hanche*.

Dans le paragraphe II, nous situons le problème médical. Après une description de la hanche normale, nous détaillons les problèmes liés à la pose de prothèses et à leur évolution dans le temps.

Dans le paragraphe III, nous proposons des méthodes de simulation numérique permettant d'approcher au mieux les différents champs de contraintes apparaissant dans les différentes régions osseuses et/ou de l'implant cotyloïdien. Ces méthodes reposent sur une *approche bidimensionnelle* par éléments finis triangulaires de Lagrange de type (1). Ces méthodes sont naturellement bien moins onéreuses en temps de calcul que ne le seraient des méthodes tridimensionnelles ; elles permettent également des raffinements de maillage dans les zones

particulièrement sensibles ainsi que des études de variation de paramètres divers.

Les résultats trouvés sont analysés dans le paragraphe IV. Très brièvement, signalons qu'en ce qui concerne la distribution "*interne*" des contraintes, nos résultats corroborent les résultats expérimentaux ou numériques trouvés antérieurement. Et surtout, les champs de contraintes trouvés *aux interfaces* implant-ciment et ciment-os permettent de donner une explication de nature mécanique aux *phénomènes de descellements* observés par les praticiens. C'est pourquoi ces résultats incitent vivement à *poursuivre ce travail*

- dans un cadre *tridimensionnel* permettant de mieux prendre en compte la géométrie du problème ;

- en essayant de mieux appréhender encore la réalité mécanique du problème : *hétérogénéité* et *anisotropie* des matériaux, phénomènes de *remodelage osseux*...

En préalable à des études de *contrôle optimal* nous avons, dans le paragraphe V, examiné les effets des variations des deux paramètres suivants :

(i) *variation des caractéristiques mécaniques de l'implant.*

Celui-ci est à l'heure actuelle réalisé en métal, en polyéthylène ou en céramique (alumine). Ces matériaux ont des propriétés extrêmement différentes tant du point de vue mécanique que du point de vue de la biocompatibilité. Il était tentant de comparer les résultats précédents avec ceux que l'on obtiendrait avec des matériaux (non existants à ce jour) qui auraient des caractéristiques mécaniques "*moyennes*" ;

(ii) *variation de la géométrie de l'implant en alumine.*

Puis, dans le paragraphe VI nous indiquons quelques problèmes ouverts s'inscrivant dans la continuité de la présente étude.

PLAN

Paragraphe I : Introduction

Paragraphe II : Le problème médical

- II.1. - Présentation sommaire de la hanche humaine.
- II.2. - Notion d'implants articulaires. Prothèses de hanche.
 - II.2.1. - Les composants d'une prothèse de hanche.
 - II.2.2. - Les techniques de fixation de prothèses de hanche - Exemples.
 - II.2.3. - Exemples de prothèses totales de hanche.
 - II.2.4. - Avantages et inconvénients de la fixation avec ou sans ciment.
- II.3. - Accidents observés sur les implants cotyloïdiens.
 - II.3.1. - Migration et descellement des cupules en polyéthylène.
 - II.3.2. - Descellement des cupules en céramique.
- II.4. - Notion et importance du remodelage osseux.

Paragraphe III : La simulation numérique

- III.1. - Orientation.
- III.2. - Formulations continues et discrètes du problème de l'élasticité linéaire.
- III.3. - Calcul des contraintes et des vecteurs de contraintes aux interfaces.
- III.4. - Principales difficultés rencontrées dans la simulation numérique de problèmes d'os.
- III.5. - Les problèmes considérés.
 - III.5.1. - Description géométrique.
 - III.5.2. - Types d'implants étudiés.
 - III.5.3. - Les charges et les conditions aux limites.
 - III.5.4. - Techniques et aléas de pose.

- III.6. - La mise en oeuvre numérique.
- III.6.1. - La triangulation.
- III.6.2. - L'espace d'éléments finis.

Paragraphe IV : Analyse des résultats obtenus

- IV.1. - Orientation.
- IV.2. - Remarques générales.
 - IV.2.1. - Amplitude des déplacements.
 - IV.2.2. - L'os cortical joue le rôle d'une "coquille".
 - IV.2.3. - Ancrage de la cupule.
- IV.3. - Cas du cotyle normal.
- IV.4. - Importance du mode de chargement.
- IV.5. - Comparaison des cas de référence.
 - IV.5.1. - Contraintes dans l'implant et dans le ciment.
 - IV.5.2. - Contraintes dans l'os spongieux.
 - IV.5.3. - Vecteurs contraintes aux interfaces.
 - IV.5.4. - Moment des vecteurs contraintes aux interfaces.
 - IV.5.5. - Modes de descellement.
- IV.6. - Effet de l'orientation de la cupule.
 - IV.6.1. - Cupule en polyéthylène ou en polyéthylène serti de métal.
 - IV.6.2. - Cupule en alumine.
- IV.7. - Effets des surépaisseurs de ciment.
 - IV.7.1. - Couche de ciment épaisse au toit du cotyle et mince derrière le ligament rond.
 - IV.7.2. - Couche de ciment mince au toit du cotyle et épaisse derrière le ligament rond.
- IV.8. - Cas où la lame dense sous-chondrale est conservée.
 - IV.8.1. - Avec une couche concentrique de ciment.
 - IV.8.2. - Sans ciment au toit du cotyle.
- IV.9. - Contact direct cupule en alumine - os spongieux.
- IV.10. - Conclusions..

Paragraphe V : "Contrôle" de deux paramètres

- V.1. - Orientation.
- V.2. - "Contrôle" du module d'Young de l'implant.
 - V.2.1. - Variations du module d'Young d'une cupule homogène.
 - V.2.2. - Combinaison alumine-polyéthylène.
- V.3. - Variations de la géométrie de l'implant en alumine.

Paragraphe VI : Quelques problèmes ouverts

- VI.1. - Raffinements du modèle.
 - VI.1.1. - Etude tridimensionnelle.
 - VI.1.2. - Meilleure prise en compte des conditions aux limites.
 - VI.1.3. - Meilleure prise en compte des interactions implant fémoral-cupule.
 - VI.1.4. - Meilleure prise en compte des coefficients mécanique des os.
 - VI.1.5. - Prise en compte du remodelage osseux.
 - VI.1.6. - Prise en compte des fissures (localisation, direction et intensité).
- VI.2. - Conception optimale de la forme des cupules.

Bibliographie

Remerciements

Cette étude a largement bénéficié du soutien apporté par les chercheurs des projets MENUSIN et MODULEF de l'INRIA, d'une part, du Laboratoire de Recherches Orthopédiques et de l'Hôpital Saint-Louis, d'autre part. Nous tenons à remercier en particulier G. DUVAUT pour les conseils qu'il nous a donnés durant l'avancement de ce travail, ainsi que J.M. BOISSERIE pour de fructueuses discussions.

II. - LE PROBLEME MEDICAL

II.1. Présentation sommaire de la hanche humaine

La hanche (Fig. II.1) est l'articulation proximale du membre inférieur ; elle a pour fonction d'orienter ce membre dans toutes les directions de l'espace, c'est pourquoi elle possède trois axes de rotation.

Les mouvements de la hanche sont réalisés par une seule articulation qui est très stable - c'est l'articulation la plus difficile à luxer de tout le corps humain -.

Les surfaces articulaires sont sphériques :

- . la *tête fémorale* est constituée par les 2/3 d'une sphère de 40 à 50 mm de diamètre ; par son centre géométrique passent les trois axes de l'articulation.

- . la *cavité cotyloïde* reçoit la tête fémorale : elle a la forme d'une demi-sphère. Seule une partie du *cotyle* est en retrait par rapport au cartilage et n'entre pas en contact avec la tête fémorale : c'est l'arrière fond cotyloïdien dans lequel se loge le ligament rond. Ce dernier n'a pas un grand rôle mécanique : il contribue surtout à la vascularisation de la tête fémorale.

II.2. Notion d'implants articulaires - Prothèses de hanche

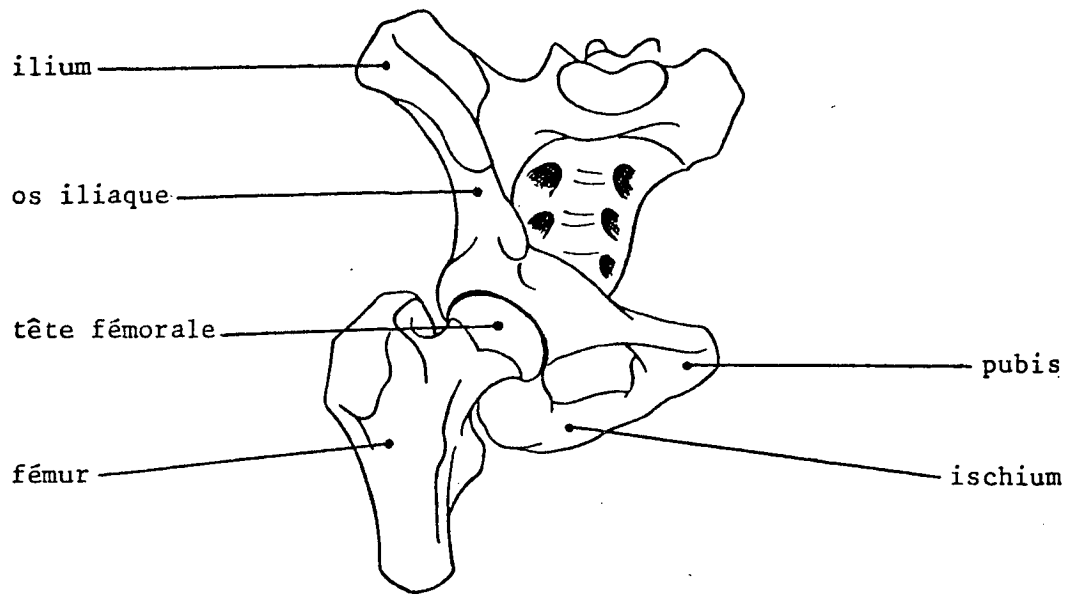
II.2.1. Les composants d'une prothèse de hanche

Lorsqu'une articulation est devenue, pour diverses raisons, définitivement déficiente (Fig. II.2), on est amené à employer une *articulation artificielle* constituée de *matériaux non biologiques*.

Pour remplacer une articulation de la hanche, on utilise une *prothèse totale de hanche* (Fig. II.3) qui se compose :

- . d'un *implant fémoral* : la tête de l'implant remplace la tête du fémur et la queue sert à l'ancrage dans l'os.

Configuration générale



Coupe dans un plan vertical

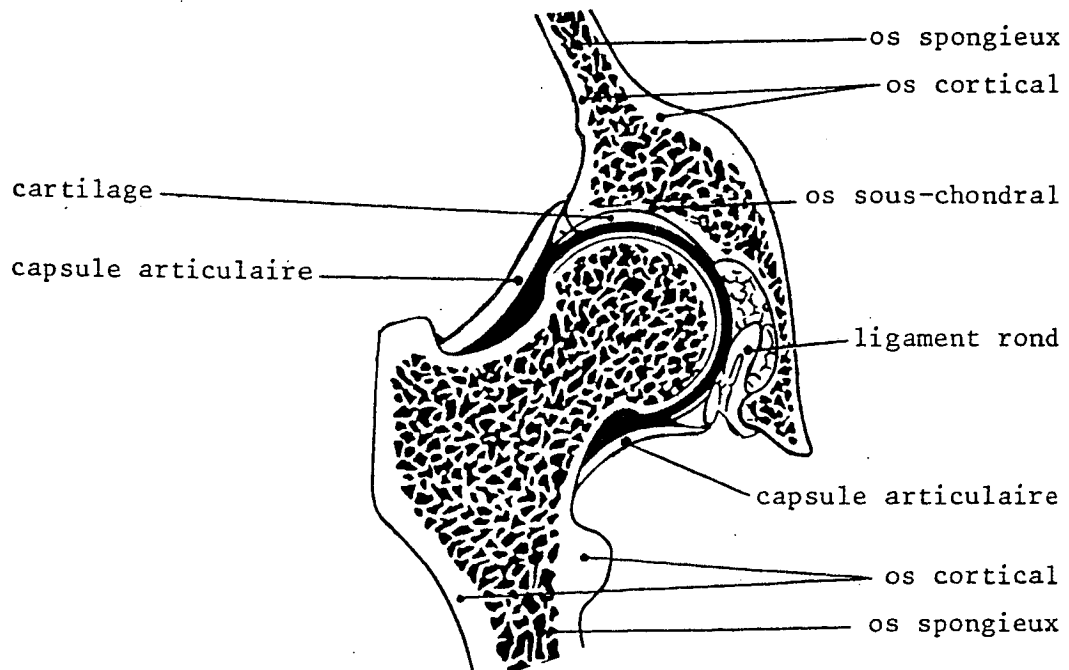


Figure II.1 : Articulation de la hanche



Figure II.2 : Sequelles de luxation congénitale de la hanche.

La tête est totalement déformée (cliché radiographique)

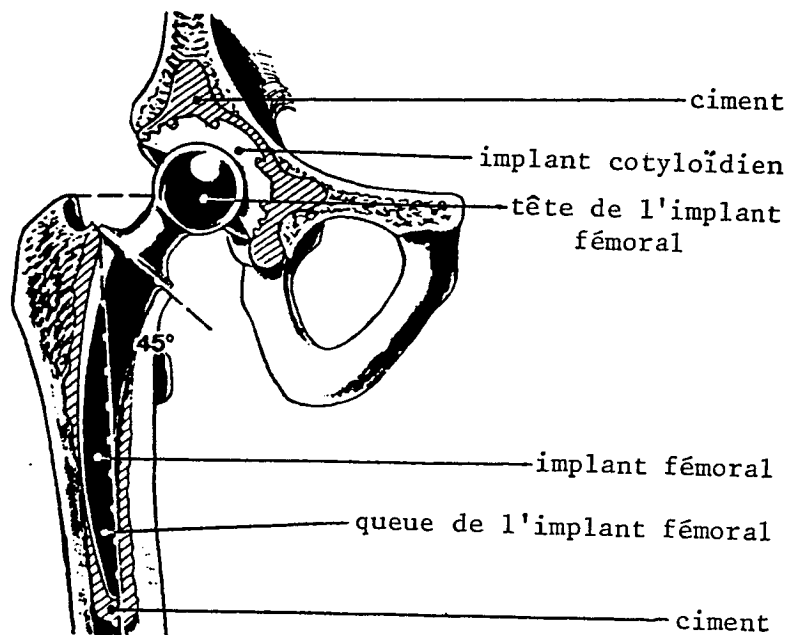


Figure II.3 : Prothèse totale de hanche.

. d'un *implant cotyloïdien* (appelé *cupule*) : il est rattaché au bassin et il est destiné à recevoir la tête de l'implant fémoral.

II.2.2. Les techniques de fixation de prothèses de hanches - Exemples

Chirurgicalement on obtient le scellement de l'implant :

- soit *immédiatement* en utilisant du "*ciment*" (résine acrylique) ;
- soit *de façon retardée* en attendant la *repousse osseuse* dans les infractuosités de surface de la prothèse.

- Prothèses "cimentées"

Le ciment acrylique - polymétacrylate de méthyl - polymérise "in situ". Il est introduit en phase pâteuse, poussé en force dans les infractuosités de l'os spongieux et dans les trous spécialement creusés par le chirurgien dans le cotyle osseux. Les composants prothétiques sont alors positionnés dans le ciment pâteux. Le durcissement demande 5 à 10 mn et s'accompagne d'un dégagement de chaleur : de 45 à 92° C selon les conditions locales, la masse de ciment, la température ambiante,...les articles consultés.

- Prothèses sans ciment (ancrage biologique)

Dans le cas où le but est d'obtenir une repousse osseuse au contact de la prothèse, la fixant ainsi sans l'intermédiaire d'un ciment, il faut réunir plusieurs conditions :

- . créer sur la prothèse des irrégularités, des pores ou des dessins permettant un meilleur ancrage direct.
- . réaliser un ajustage serré de la prothèse et maintenir un os de surface vivant.
- . ne pas avoir de mouvements entre l'implant et l'os au début de la période post-opératoire afin que l'os puisse "envahir par repousse" les pores de l'implant : ceci nécessite un non appui du pied au sol pendant 2 à 3 mois.

II.2.3. Exemples de prothèses totales de hanche

- Prothèses sans ciment : il en existe 2 types qui se différencient par leur mode d'ancrage

- . les prothèses vissées, par exemple la M.C.L. (Motta/Callea/Lualdi) (Fig. II.4) ou la prothèse INTERPLANTA (Fig. II.5) ;
- . les prothèses permettant la repousse des travées osseuses comme la prothèse de R. JUDET (Fig. II.6) ou la prothèse universelle de D. SCHMITT (Fig. II.7).

Il existe d'autre part des prothèses mixtes, pour lesquelles l'implant cotyloïdien est vissé et l'implant fémoral possède une surface assez irrégulière pour pouvoir espérer une repousse osseuse : prothèse H.P. GARCHES ou Alumine BIOLOX (MITTELMEIER).

- Prothèses avec ciment : nous pouvons citer parmi d'autres les prothèses de

- . BRUNELLI (Fig. II.8)
- . Mc KEE FARRAR (Fig. II.9)
- . STANMORE (Fig. II.10)
- . JUDET (Fig. II.11)
- . LAGRANGE-LETOURNEL (Fig. II.12)
- . CHARNLEY (Fig. II.13)
- . MULLER AUTO BLOCANTE (Fig. II.14)
- . OSTEAL-CERAVER (Fig. II.15)

La prothèse OSTEAL-CERAVER - (que nous considérerons dans les simulations numériques proposées dans ce rapport) - est en réalité un système modulaire composé de plusieurs pièces interchangeables :
- un implant fémoral sans tête construit en alliage de titane forgé (Fig. II.15.1)

- deux types de têtes fémorales s'emboîtant sur l'implant fémoral et qui se différencient par la nature des matériaux utilisés :

- . l'oxyde d'aluminium ou alumine (Fig. II.15.2)
- . l'acier 316 L (Fig. II.15.3)

- deux types d'implants cotyloïdiens construits avec des matériaux très différents :

- . l'oxyde d'aluminium (Fig. II.15.4)

Figure II.4 : Prothèse M.C.L.
(Motta/Callea/Lualdi)

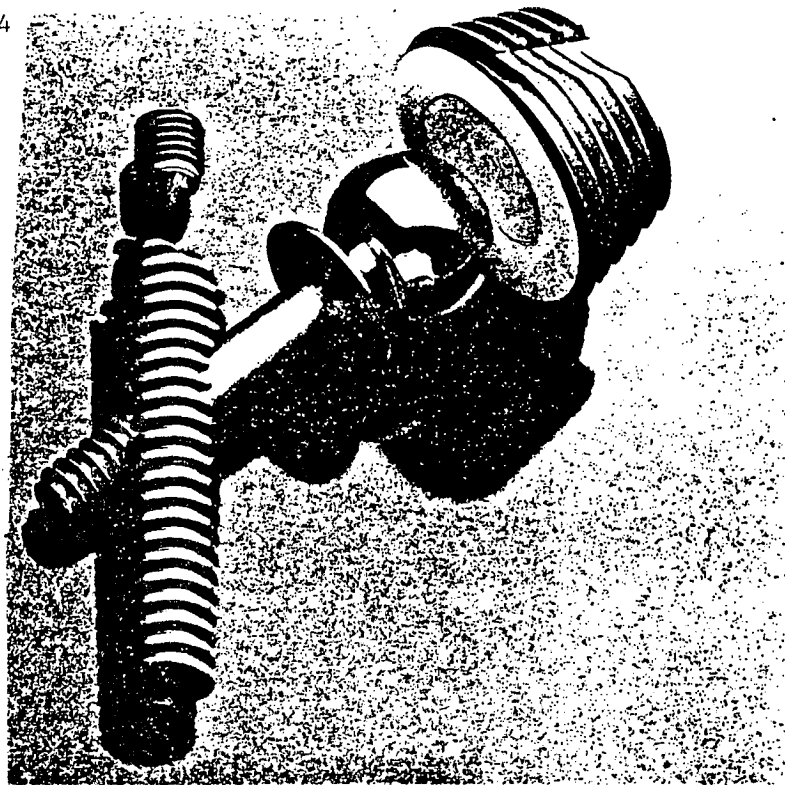
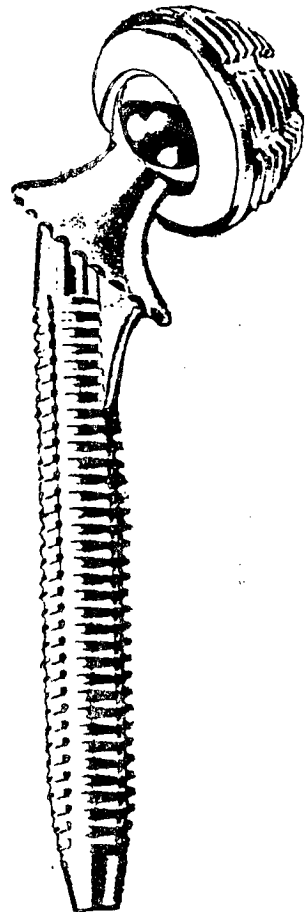


Figure II.5 : Prothèse INTERPLANTA



Prothèses sans ciment (vissées)

Les implants sont vissés dans l'os. Pour les deux modèles ci-dessus l'implant cotyloïdien est formé d'une cupule en polyéthylène (plastique) recouverte d'un capuchon de Titane pour la M.C.L. et de Chrome-Cobalt pour l'INTERPLANTA.

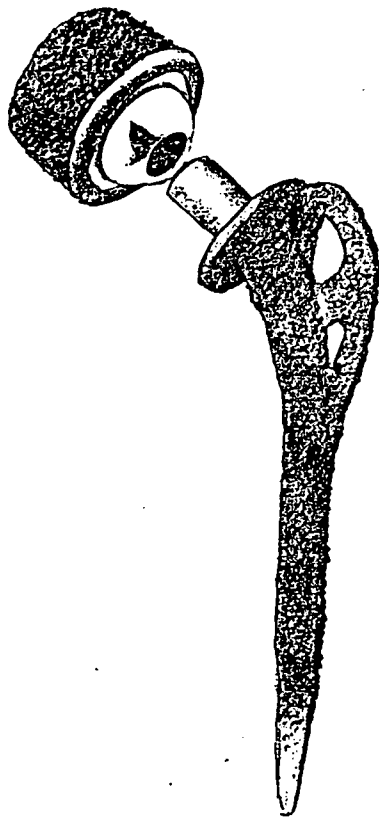


Figure II.6 : Prothèse du Pr. R. JUDET

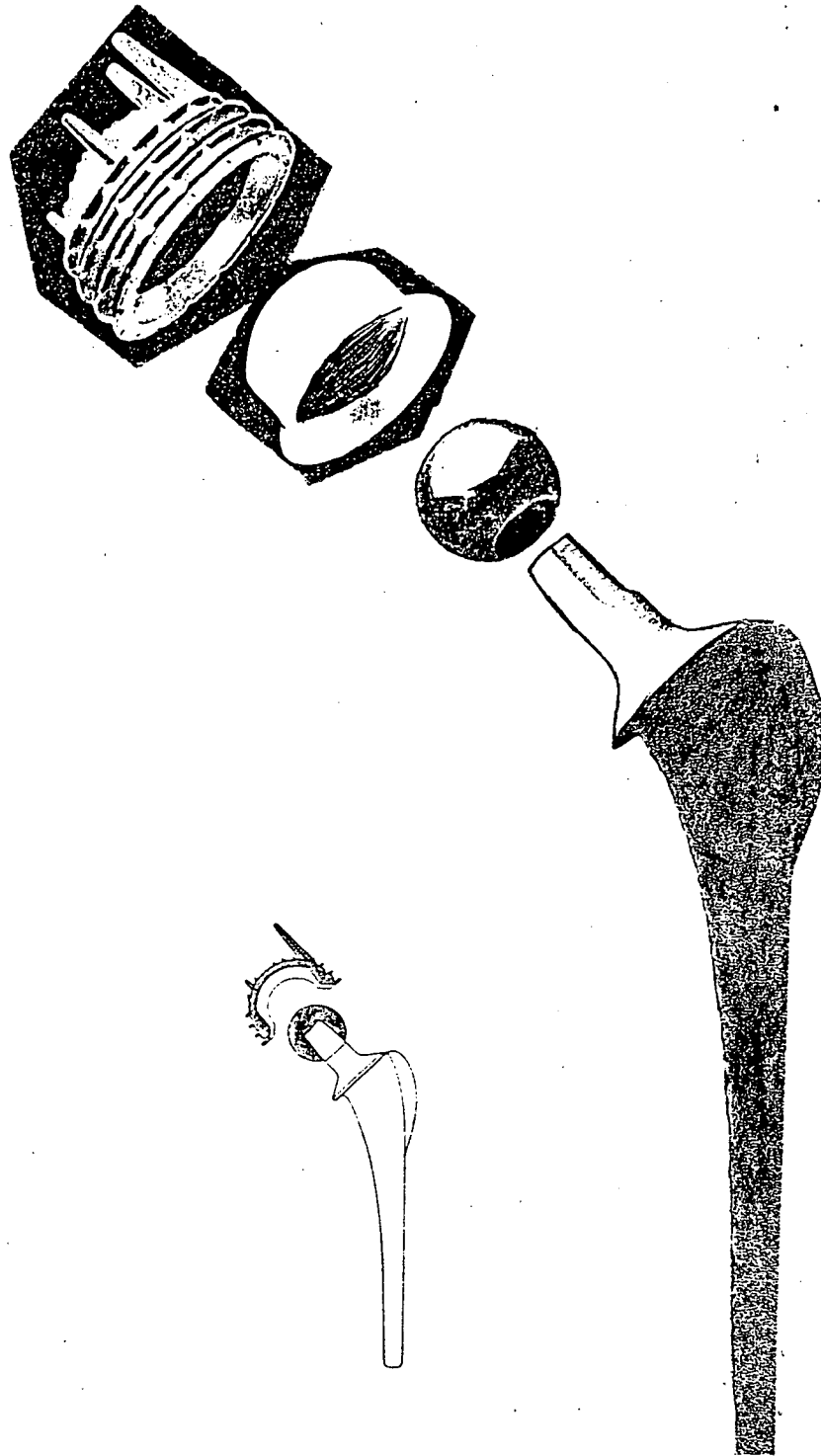


Figure II.7 : Prothèse universelle
de D. SCHMITT. Détail des différents
composants et procédé de montage

Prothèses sans ciment (ancrage par repousse osseuse)

Les irrégularités de la surface des implants doivent permettre à l'os de repousser au contact de la prothèse et de consolider ainsi l'ancrage.

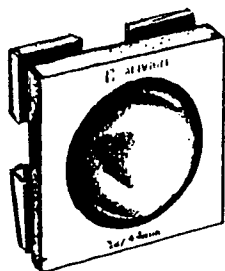


Figure II.8 : BRUNELLI

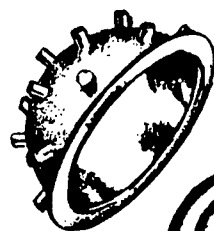


Figure II.9 : Mc KEE FARRAR

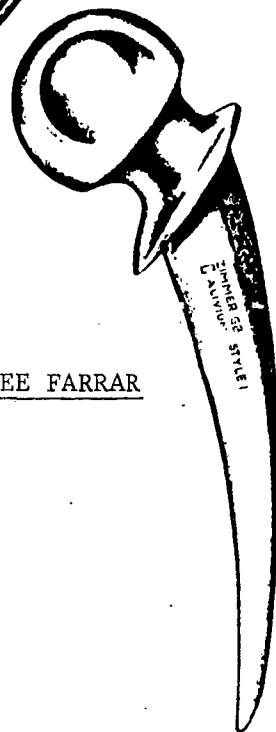


Figure II.10 : STANMORE



Figure II.11 :
R. JUDET

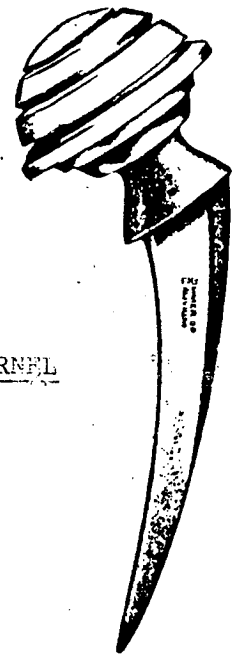


Figure II.12 :
LAGRANGE-LETOURNEL



Figure II.13 :
CHARNLEY

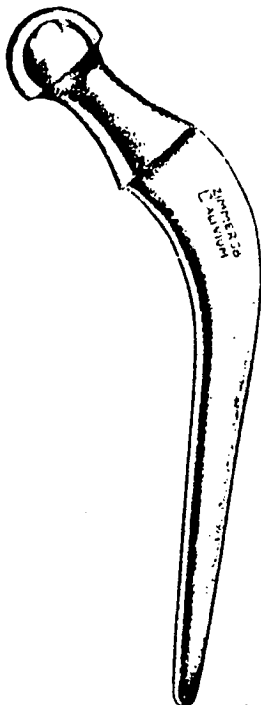
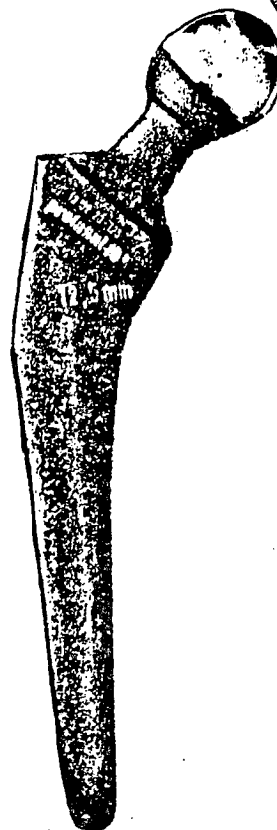


Figure II.14 :
MULLER



Prothèses avec ciment

Dans les prothèses de JUDET et de LAGRANGE-LETOURNEL le cotyle et l'implant fémoral sont solidaires. Les difficultés de pose en sont accrues .

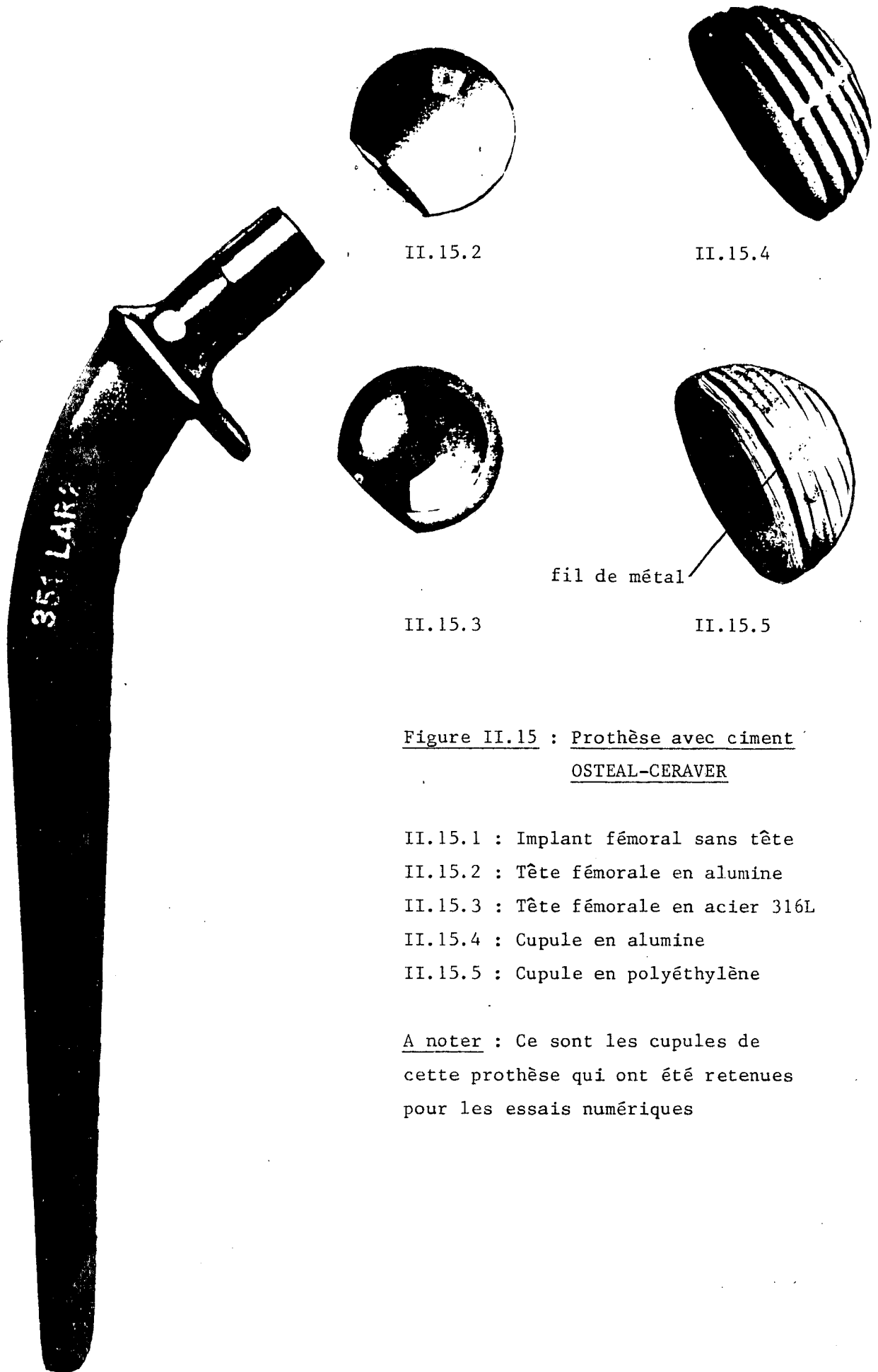


Figure II.15 : Prothèse avec ciment
OSTEAL-CERAVER

- II.15.1 : Implant fémoral sans tête
- II.15.2 : Tête fémorale en alumine
- II.15.3 : Tête fémorale en acier 316L
- II.15.4 : Cupule en alumine
- II.15.5 : Cupule en polyéthylène

A noter : Ce sont les cupules de
cette prothèse qui ont été retenues
pour les essais numériques

. le polyéthylène (Fig . II.15.5) ; ce matériau étant radiotransparent, l'implant cotyloïdien en polyéthylène est cerclé d'un fil de métal afin d'apparaître lors de radiographies aux rayons X. Ce matériau est utilisé dans la plupart des prothèses actuelles.

II.2.4. Avantages et inconvénients de la fixation avec ou sans ciment

Les travaux évaluant la qualité de l'ancrage obtenu "in vivo" en fonction des différentes techniques sont rares car on n'a généralement que des pièces retirées chez des patients porteurs de prothèses défectueuses (descellées, usées, cassées,...). Seul CHARNLEY [1979] a étudié une série de prothèses en bon état prélevées à l'autopsie chez des sujets appareillés qui avaient eu un bon résultat.

Ceci explique sans doute que les avis concernant la tenue des prothèses après plusieurs années d'implantation ne soient pas toujours convergents. Il se dégage cependant les appréciations suivantes :

Les prothèses sans ciment évitent les complications dues aux réactions toxiques du ciment, (névrose osseuse thermique, libération de monomères dans la circulation sanguine avec toxicité pulmonaire...). Elles nécessitent pour réussir :

- . une bonne repousse osseuse ;
- . une longue période de non-appui du pied au sol.

Il reste alors de nombreuses indications de prothèses totales cimentées : soit en raison de l'âge avancé des opérés (justifiant leur lever précoce) soit en raison de la morphologie articulaire (qui peut empêcher le délicat ajustement que nécessite une prothèse sans ciment) soit en raison de la mauvaise qualité du support osseux (os ostéoporotique ou faiblement ostéogénique).

La majorité des chirurgiens orthopédistes n'est pas entièrement satisfaite par l'une ou l'autre de ces deux techniques d'implantation. Une de leurs préoccupations actuelles est *d'utiliser des implants qui perturbent le moins possible la physiologie osseuse*. De plus, ces

implants doivent avoir une *longévité* (tenue mécanique, résistance à la corrosion,...) en rapport avec l'*espérance de vie* du patient.

II.3. Accidents observés sur les implants cotyloïdiens

Les résultats de la mise en place de ces implants sont limités par un certain nombre de complications : *usure, descellement avec ou sans migration de la cupule.*

II.3.1. Migration et descellement des cupules en polyéthylène

Des revues récentes de dossiers médicaux portant sur un grand nombre de prothèses totales de hanche ont montré qu'il existait un nombre trop important de descellements du composant cotyloïdien au niveau de l'interface os-ciment (CHARNLEY [1979]).

J. CHARNLEY a en effet montré que les prothèses totales de la hanche qui avaient été posées 12 à 15 ans auparavant présentaient dans 65 % des cas un liseré radiotransparent partiel, dans 14 % des cas un liseré radiotransparent de 2 mm d'épaisseur à l'interface os-ciment et s'accompagnaient dans 11 % des cas d'une migration progressive de la pièce cotyloïdienne. Cette migration n'est mesurable en pratique qu'au delà de la 5ème année d'implantation.

II.3.2. Descellement des cupules en céramique (alumine)

Nous travaillons en étroite collaboration avec le Service de Chirurgie Orthopédique de l'Hôpital St Louis et son laboratoire de recherches (Laboratoire de Recherches Orthopédiques, Faculté de médecine Lariboisière-Saint Louis).

Dans ce service qui pose (entre autres) des *implants cotyloïdiens en céramique* (Prothèse OSTEAL-CERAVER Fig. II.15), il a été observé des cas de *descellements* subits, non pas à l'interface os-ciment comme c'est le cas avec les implants en polyéthylène, mais à l'*interface céramique-ciment*.

Ce type de descellement a des conséquences *graves* puisqu'il nécessite une *réintervention immédiate*. Cependant, les chirurgiens n'envisagent pas pour le moment d'abandonner l'utilisation des implants en alumine qui leur donnent entière satisfaction sur les plans

- . du coefficient de friction
- . de l'usure
- . de la biocompatibilité.

Il est donc fondamental de bien comprendre le comportement du cotyle prothétique par rapport à celui de l'articulation normale. Dans ce but, nous proposons dans ce rapport une méthode numérique permettant de calculer les champs de contraintes qui apparaissent dans l'implant cotyloïdien, dans le ciment lorsqu'il y en a, dans le domaine osseux ainsi qu'aux diverses interfaces. La connaissance de ces champs de contraintes permet d'expliquer les phénomènes observés, notamment le descellement, et devrait contribuer à prévenir ces accidents .

Soulignons enfin que ces méthodes numériques sont d'autant plus intéressantes qu'il est difficile, sinon impossible actuellement, d'effectuer des mesures expérimentales "in vivo".

II.4. Notion et importance du remodelage osseux

La structure osseuse d'un individu croît et évolue depuis sa naissance jusqu'à sa taille adulte. Cette phase est appelée "*modelage osseux*". La loi de cette évolution est essentiellement adaptative. Les structures de base sont constituées par les travées osseuses. Celles-ci s'orientent selon les directions des contraintes principales existant localement au sein de l'os (loi de KOCH [1917] confirmée par HAYES-SNYDER [1981]).

Lorsque l'individu a atteint sa taille adulte, il n'y a plus croissance de l'os ce qui n'implique pas pour autant que la structure osseuse reste figée. Les travées osseuses vont disparaître et se reconstruire selon la même loi de KOCH ; cette phase est appelée "*remodelage osseux*".

Naturellement la pose d'un implant prothétique va inévitablement modifier le champ des contraintes principales dans l'os et provoquer une réaction du milieu vivant environnant. C'est effectivement ce que l'on observe : la structure osseuse se modifie peu à peu ce qui peut remettre en cause l'ancrage de l'implant lui-même.

Ce phénomène de remodelage osseux est encore assez mal modélisé. Il est donc difficile de le prendre dès maintenant en compte dans le cadre d'une étude numérique.

III. - LA SIMULATION NUMERIQUE

III.1. Orientation

Dans ce paragraphe, nous proposons une méthode de simulation numérique permettant de déterminer les *contraintes principales*

- dans l'implant cotyloïdien (appelé cupule),
 - dans le ciment,
 - et dans les différentes zones osseuses entourant la cupule,
- ainsi que les *vecteurs contraintes aux interfaces*
- implant-ciment,
 - et ciment-os.

Ces vecteurs contraintes aux interfaces permettent d'apprécier très précisément les *actions réciproques* de l'implant sur le ciment et celles du ciment sur l'os.

La connaissance de ces diverses contraintes nous permettra dans le paragraphe IV d'analyser, au moins du point de vue mécanique

- certains des phénomènes observés lors de descellements d'implants cotyloïdiens ;

- les aléas de pose de l'implant (mauvaise orientation de l'implant, épaisseur de ciment trop importante...).

Nous rappelons tout d'abord (§ III.2) les formulations continues et discrètes du problème de l'élasticité linéaire puis nous précisons (§ III.3) comment effectuer le calcul des vecteurs contraintes aux interfaces. Nous indiquons ensuite (§ III.4) les principales difficultés rencontrées dans la simulation numérique des problèmes d'os avant de détailler (§ III.5) les problèmes considérés. Enfin nous présentons brièvement (§ III.6) la triangulation retenue et l'espace d'éléments finis choisi.

III.2. Formulations continues et discrètes du problème de l'élasticité linéaire

Le problème continu (voir DUVAUT-LIONS [1972])

Considérons un problème d'élasticité posé dans un ouvert Ω du plan. Les champs de déplacements $\underline{u} = (u_i)$ et de contraintes $\underline{\sigma} = (\sigma_{ij})$ satisfont (les indices latins prennent ici les valeurs 1 ou 2 et l'on utilise la convention de sommation sur les indices répétés) :

$$(2.1) \quad \left\{ \begin{array}{l} \sigma_{ij,j} + f_i = 0 \quad \text{dans } \Omega, \\ \sigma_{ij}(\underline{u}) = a_{ijkl} \varepsilon_{kl}(\underline{u}), \quad \varepsilon_{ij}(\underline{u}) = \frac{1}{2} (u_{i,j} + u_{j,i}), \\ + \text{conditions aux limites (C.L.).} \end{array} \right.$$

Ce problème admet la formulation variationnelle suivante :
 Trouver $\underline{u} \in \underline{V}$ tel que

$$(2.3) \quad a(\underline{u}, \underline{v}) = g(\underline{v}) \quad , \quad \forall \underline{v} \in \underline{V} \quad ,$$

$$(2.4) \quad a(\underline{u}, \underline{v}) = \int_{\Omega} a_{ijkl} \varepsilon_{kl}(\underline{u}) \varepsilon_{ij}(\underline{v}) \, dx$$

$$(2.5) \quad g(\underline{v}) = \text{énergie potentielle des forces extérieures,}$$

où \underline{V} est l'espace des déplacements admissibles, i.e.,

$$(2.6) \quad \underline{V} = \{ \underline{v} = (v_1, v_2) ; v_i \in H^1(\Omega) + C.L. \} \quad .$$

Pour des données assez régulières le problème (2.3) admet une solution et une seule.

Le problème approché

Pour simplifier, nous supposons

- i) que le domaine Ω est *polygonal* ce qui permet de le trianguler exactement, puis de construire un espace de dimension finie \underline{X}_h associé à des éléments finis de type P_1 -Lagrange ;
- ii) que la prise en compte des conditions aux limites permet de définir un sous-espace $\underline{V}_h \subset \underline{X}_h$ tel que $\underline{V}_h \subset \underline{V}$ (approximation interne).

Dès lors, le problème discret s'énonce : Trouver $\underline{u}_h \in \underline{V}_h$
tel que

$$(2.7) \quad a(\underline{u}_h, \underline{v}_h) = g(\underline{v}_h) \quad , \quad \forall \underline{v}_h \in \underline{V}_h \quad .$$

Comme l'approximation est interne, ce problème admet une solution unique \underline{u}_h vérifiant (CIARLET [1978]) :

$$(2.8) \quad \|\underline{u} - \underline{u}_h\|_{(H^1(\Omega))^3} = O(h) \quad .$$

III.3. Calcul des contraintes et des vecteurs de contraintes aux interfaces

L'approximation du champ de déplacement n'est qu'un intermédiaire commode. Pour comprendre les phénomènes de descellement, il importe de connaître les sur-contraintes - forces de tractions ou de cisaillement - apparaissant à des interfaces de matériaux de caractéristiques mécaniques parfois très différentes : citons par exemple les interfaces "alumine-ciment" et "alumine-os".

Calcul des contraintes "internes"

Connaissant le champ des déplacements approchés u_h les relations (2.2) nous permettent de trouver une approximation du champ des contraintes dans tout le domaine Ω .

Calcul des vecteurs de contraintes aux interfaces

Le champ approché des contraintes "internes" est en général discontinu d'un triangle au suivant ce qui constitue un grave défaut sur le plan de la formulation et de l'interprétation mécanique. D'où l'idée de calculer des vecteurs de contraintes aux interfaces qui respectent le principe mécanique de l'équilibre.

Principe de la méthode (DUVAUT et PISTRE [1982])

Considérons une partition de l'ouvert Ω en deux sous-ensembles connexes ω_1 et ω_2 suffisamment réguliers. Nous supposons que la solution y du problème (2.3) est assez régulière de telle sorte qu'il est loisible de multiplier l'équation (2.1) par une fonction $y = (v_i)$ assez régulière, puis d'intégrer par parties sur le domaine ω_1 . Il vient

$$(3.1) \quad \int_{\partial\omega_1 \cap \partial\omega_2} F_{i1} v_i d\gamma = \int_{\omega_1} [\sigma_{ij} \varepsilon_{ij}(y) - f_i v_i] dx - \int_{\partial\omega_1 \cap \partial\Omega} \sigma_{ij} v_i n_{j1} d\gamma$$

où

$$(3.2) \quad F_{i1} = (F_{i1}) = (\sigma_{ij} n_{j1})$$

désigne l'action exercée par le milieu ω_2 sur le milieu ω_1 et où $\underline{n}_1 = (n_{j1})$ désigne la normale unitaire extérieure au domaine ω_1 .

On définit alors l'approximation discrète F_{il}^h des composantes F_{il} comme suit :

i) on suppose que la frontière $\partial\omega_1 \cap \partial\omega_2$ est une ligne polygonale, elle-même réunion de côtés de la triangulation de l'ouvert Ω ;

ii) on désigne par ∂X_h l'espace discret de dimension un tel que $\partial X_h = \text{trace de } X_h \text{ sur } \partial\omega_1 \cap \partial\omega_2$;

iii) par analogie avec la relation (3.1), les approximations F_{il}^h des composantes F_{il} sont alors définies par : Trouver $(F_{il}^h) \in \partial X_h$ tel que, pour tout $\underline{v} \in X_h$, on ait :

$$(3.3) \quad \left\{ \begin{aligned} \int_{\partial\omega_1 \cap \partial\omega_2} F_{il}^h v_i d\gamma &= \int_{\omega_1} [\sigma_{ij}(\underline{u}_h) \varepsilon_{ij}(\underline{v}) - f_i v_i] dx \\ &\quad - \int_{\partial\omega_1 \cap \partial\Omega} \sigma_{ij}(\underline{u}_h) v_i n_{j1} d\gamma, \end{aligned} \right.$$

où \underline{u}_h est la solution unique du problème (2.7).

Théorème III.1 : L'équation (3.3) a une solution unique

Démonstration : Soit a_m , $m = 1, \dots, M$, les noeuds de la triangulation situés sur la ligne polygonale $\partial\omega_1 \cap \partial\omega_2$. L'équation (3.3) est vérifiée pour tout $\underline{v} \in X_h$, donc en particulier pour toute fonction v dont les seuls degrés de liberté non nuls se trouvent sur $\partial\omega_1 \cap \partial\omega_2$. D'où

$$(3.4) \quad \left\{ \begin{aligned} [F_{11}^h(a_1) F_{21}^h(a_1) F_{11}^h(a_2) F_{21}^h(a_2) \dots F_{21}^h(a_M)]^t [v_1(a_1) v_2(a_1) \dots v_2(a_M)] \\ = [G_{11}^h(a_1) \dots G_{21}^h(a_M)]^t [v_1(a_1) \dots v_2(a_M)] \end{aligned} \right.$$

où les différents coefficients $F_{il}^h(a_m)$, $v_i(a_m)$, $i = 1, 2$; $m = 1, \dots, M$,

désignent les degrés de liberté des champs de vecteurs \underline{F}_1^h et \underline{v} . Par ailleurs les coefficients $G_{il}^h(a_m)$, $i = 1, 2$; $m = 1, \dots, M$ sont obtenus immédiatement à partir des matrices de rigidité et des seconds membres élémentaires calculés dans la phase d'assemblage, d'une part, et à l'aide du champ approché \underline{u}_h que l'on vient de déterminer, d'autre part.

Comme la relation (3.4) doit être vérifiée pour toute fonction $\underline{v} \in \underline{X}_h$, il vient directement $F_{il}^h(a_m) = G_{il}^h(a_m)$, $i = 1, 2$ et $m = 1, \dots, M$.

□

La Figure III.1 présente une triangulation de Ω s'appuyant sur la ligne polygonale $\partial\omega_1 \cap \partial\omega_2$. On y indique les degrés de liberté des composantes F_{il}^h .

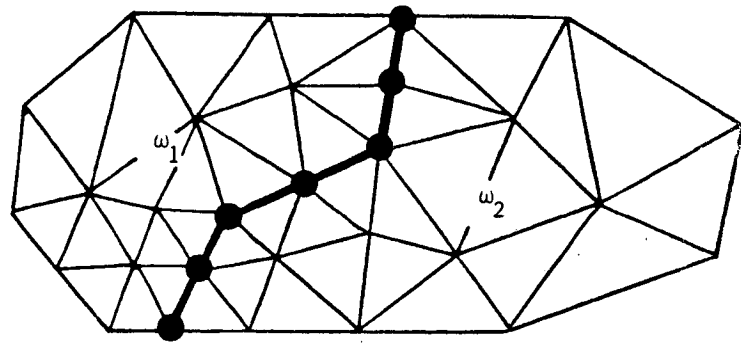


Figure III.1. : Les degrés de liberté de F_{il}^h pour une approximation P_1

D'une manière entièrement analogue à (3.2), on définirait l'action $\underline{F}_2 = (F_{i2}) = (\sigma_{ij} n_{j2})$ exercée par le milieu ω_1 sur le milieu ω_2 , puis, par analogie avec (3.3), les approximations F_{i2}^h des composantes F_{i2} : Trouver $F_{i2}^h \in \partial\tilde{X}_h$ tel que pour tout $\underline{v} \in \underline{X}_h$, on ait

$$(3.5) \quad \left\{ \begin{aligned} \int_{\partial\omega_1 \cap \partial\omega_2} F_{i2}^h v_i d\gamma &= \int_{\omega_2} [\sigma_{ij}(\underline{u}_h) \varepsilon_{ij}(\underline{v}) - f_i v_i] dx \\ &\quad - \int_{\partial\omega_2 \cap \partial\Omega} \sigma_{ij}(\underline{u}_h) v_i n_{j2} d\gamma \end{aligned} \right.$$

En ajoutant les relations (3.3) et (3.5) il vient grâce à (2.1) et à $\underline{n}_1 + \underline{n}_2 = \underline{0}$:

$$\int_{\partial\omega_1 \cap \partial\omega_2} (F_{i1}^h + F_{i2}^h) v_i d\gamma = 0, \quad \forall \underline{v} \in X_h$$

soit

$$(3.6) \quad F_{i1}^h + F_{i2}^h = 0,$$

ce qui est le résultat cherché : *équilibre* des actions de ω_2 sur ω_1 et de ω_1 sur ω_2 , ceci pour les approximations discrètes.

Il convient de souligner que :

- i) les champs de vecteurs de contraintes approchés sont continus le long de $\partial\omega_1 \cap \partial\omega_2$ (par construction) ;
- ii) ce type d'approche peut être étendu à d'autres types d'espaces d'éléments finis et au cas tridimensionnel.

Interprétation mécanique

Chacun des vecteurs \underline{F}_1 peut être décomposé en une composante normale et une composante tangentielle

$$\underline{F}_1 = \underline{F}_{N1} + \underline{F}_{T1}$$

où \underline{F}_{T1} est une force de cisaillement et

$$\underline{F}_{N1} \text{ est } \begin{cases} \text{une pression si } \underline{F}_{N1} \cdot \underline{n}_1 < 0, \\ \text{une traction si } \underline{F}_{N1} \cdot \underline{n}_1 > 0. \end{cases}$$

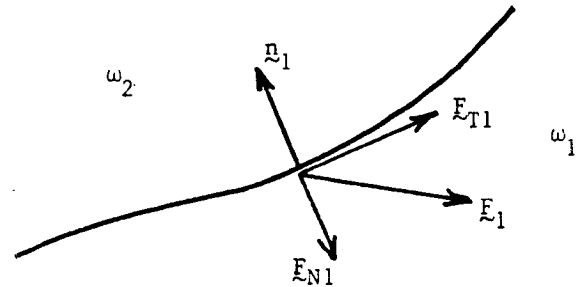


Figure III.2

Cette analyse, menée en parallèle avec des résultats expérimentaux devrait permettre de déterminer les seuils à partir desquels une *traction* entraîne le *décollement* et un *cisaillement* entraîne un *glissement*.

III.4. Principales difficultés rencontrées dans la simulation numérique de problèmes d'os

La simulation numérique de problèmes d'orthopédie se heurte à de nombreuses difficultés, ce qui peut expliquer le retard apporté à la prise en compte de tels problèmes. Parmi ces difficultés relevons les suivantes :

i) *L'os est un matériau vivant dont la structure complexe anisotrope et le comportement ne sont pas encore totalement maîtrisés par les investigations expérimentales.* Il n'existe pas de cartographie des valeurs du module d'Young des différentes zones osseuses, ce qui conduit à considérer l'os, en première approximation, comme un matériau élastique homogène et isotrope. Au mieux, il est possible de décomposer une zone osseuse en plusieurs domaines homogènes et isotropes ayant chacun des caractéristiques mécaniques différentes. Cette hypothèse constitue néanmoins une importante approximation.

De plus, elle ne prend pas en compte la structure spécifique de l'os résultant de l'adaptation aux sollicitations auxquelles il a été soumis pendant la période précédant l'implantation de la prothèse.

ii) On ne dispose pas de données expérimentales sur les conditions aux limites appliquées à la frontière de l'os iliaque. Il y a plus d'une vingtaine de muscles qui entourent la hanche en s'attachant sur le bassin et qui assurent la mobilité de l'articulation.

iii) La forme particulièrement complexe de l'os iliaque et la nature des charges appliquées à la hanche inciteraient à utiliser un modèle tridimensionnel. Mais alors on serait conduit à des systèmes linéaires de grandes dimensions ce qui ne permettrait pas d'utiliser des maillages fins dans les zones critiques.

Pour ces différentes raisons nous nous limitons dans cette étude à la considération d'un *modèle bidimensionnel*. Les résultats obtenus permettent de penser que, pour une première étude, cette approche bidimensionnelle est suffisante.

III.5. Les problèmes considérés

Dans ce travail, nous considérerons les cas de cupules en polyéthylène, avec ou sans métal et de cupules en alumine. Les techniques et les aléas de pose seront pris en compte au travers de la présence éventuelle de ciment, de sa forme, de son épaisseur, au travers de l'orientation de la cupule et au travers de la présence éventuelle de la lame dense sous-chondrale.

Les données des problèmes considérés sont les suivantes :

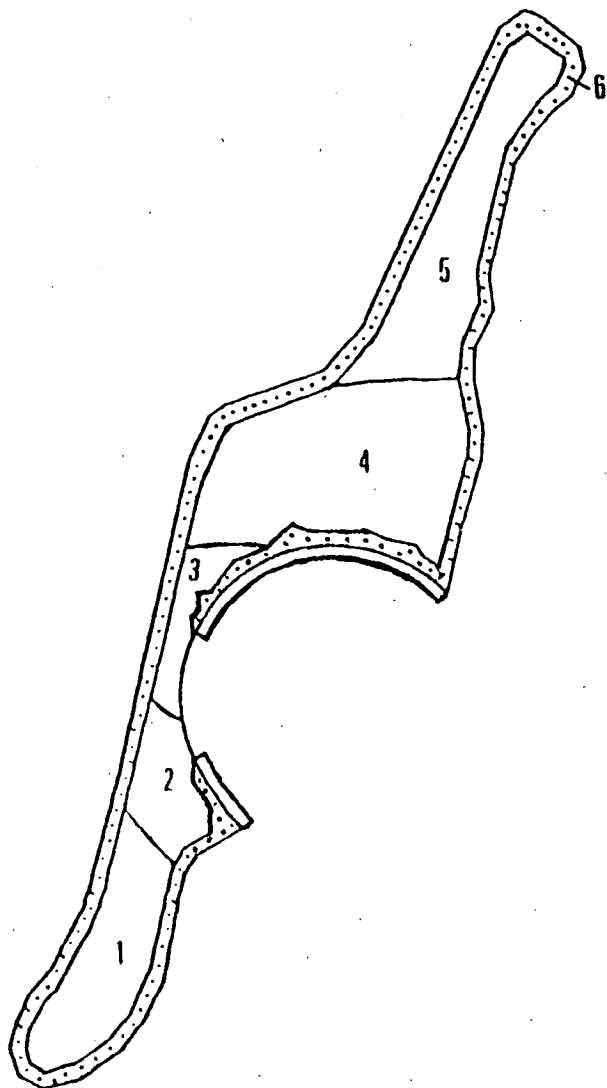
III.5.1. Description géométrique

Forme générale

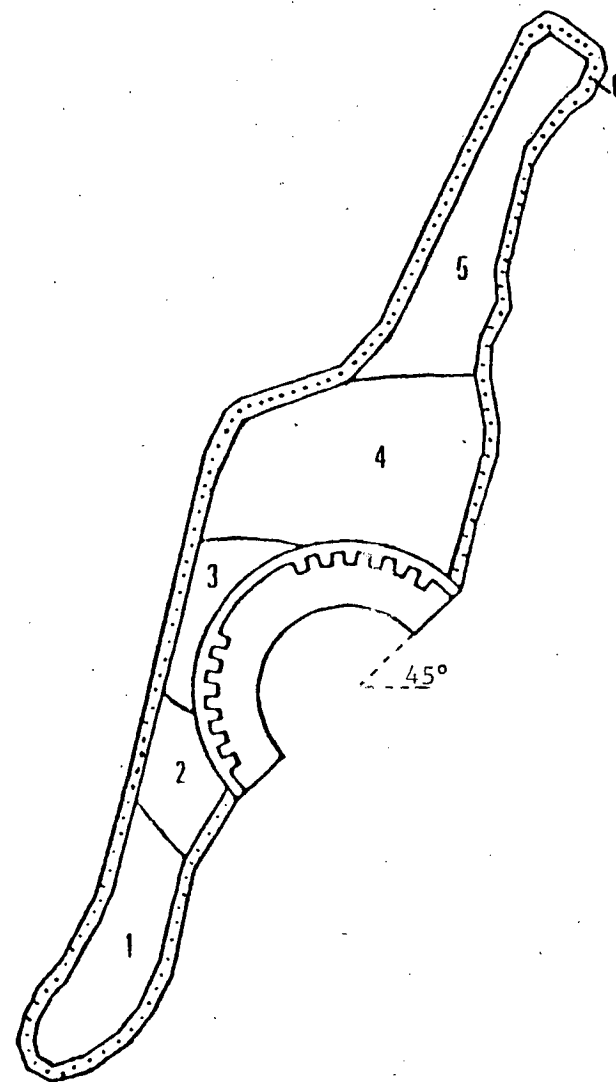
La forme du domaine osseux a été obtenue d'après une radiographie d'une coupe vertico-frontale du bassin d'un homme de 72 ans. Bien que le plan vertical de la coupe ne corresponde pas au plan dans lequel se trouvent les charges maximales, il en est proche et il a en outre le mérite de contenir les extrémités proximales et distales de l'aile iliaque les plus éloignées de la région cotyloïdienne. Ces régions extrémales de l'os iliaque sont considérées comme encastrées ; on peut ainsi espérer que l'effet de cette condition sur la zone d'étude qui nous intéresse (la partie cotyloïdienne de la hanche, ou la cupule, et leur support osseux immédiat) est minimum.

Domaine osseux

Le domaine osseux a été décomposé en plusieurs sous domaines (Fig. III.3) qui ont pu être observés sur la radiographie aux rayons X de la coupe osseuse. On distingue l'os cortical (en pointillé) et cinq domaines d'os spongieux de caractéristiques mécaniques différentes, chaque domaine étant considéré comme homogène et isotrope.



Cotyle normal. L'os sous-chondral est situé sous le cartilage et prolonge l'os cortical.



Cotyle appareillé. Situation géométrique correcte de l'implant.

Figure III.3 : Décomposition du domaine osseux

Implant et ciment

Tous les implants cotyloïdiens simulés ont un diamètre intérieur de 32 mm et un diamètre extérieur de 50 mm ; ils ont un positionnement bien déterminé : la surface de base doit se trouver dans un plan orienté à 45° par rapport au plan horizontal d'un patient en position debout.

Le chirurgien est fréquemment contraint, pour positionner correctement l'implant d'enlever (par fraisage) la partie d'os sous-chondral située au niveau du toit du cotyle. Nous supposons dans un premier temps que cette région a été retirée. Nous envisagerons ultérieurement le cas où le chirurgien a pu conserver la lame sous-chondrale.

Chaque implant est scellé dans l'aile iliaque grâce à du ciment acrylique qui aura, dans un premier temps, une géométrie régulière.

III.5.2. Types d'implants étudiés

Parmi tous les implants cotyloïdiens présentés dans la section II.2.3 ci-dessus, nous en retiendrons deux pour notre simulation numérique

- la *cupule en alumine* (Fig. II.15.4)
- la *cupule en polyéthylène* (Fig. II.15.5).

Tous les autres implants cotyloïdiens cimentés que nous avons présentés ne sont plus posés. La cupule en polyéthylène est la plus fréquemment utilisée mais elle présente un phénomène d'usure plus important que la cupule en alumine dû à un coefficient de frottement plus élevé.

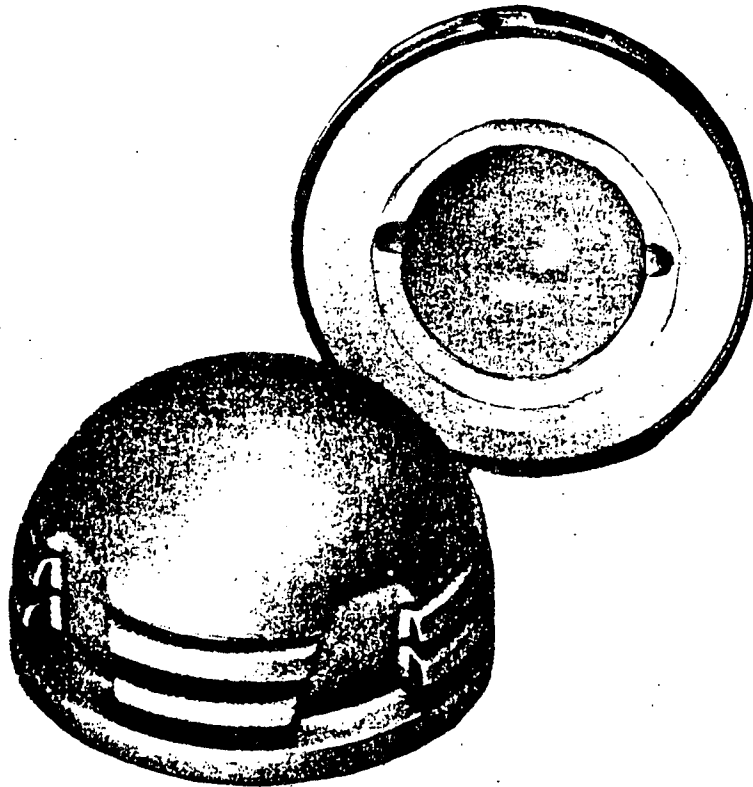


Figure III.4 : Cupule en polyéthylène recouverte d'une
couche de métal

A ces deux cupules, nous en ajouterons une troisième qui est utilisée aux Etats-Unis et qui n'est pas encore introduite en France :

- la *cupule en polyéthylène recouverte d'une couche de métal* (Chrome/Cobalt ou alliage de Titane) (Figure III.4).

Ces trois implants cotyloïdiens et leurs supports sont représentés sur la Figure III.5.

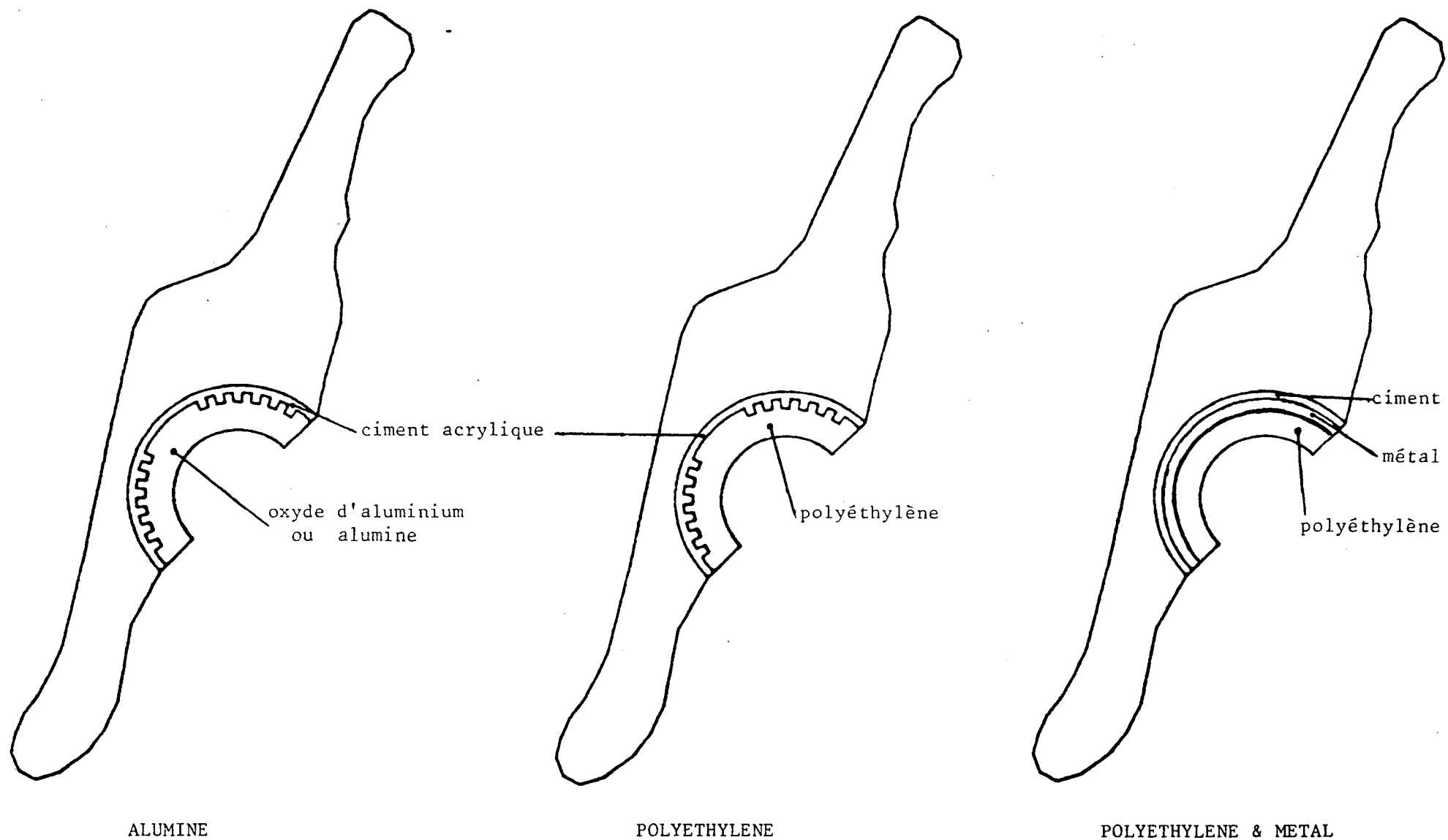


Figure III.5

III.5.3. Les charges et les conditions aux limites.

Nous supposons que le modèle considéré est soumis à deux types de conditions. Ce sont avec les notations de la Figure III.6 :

*) déplacement nul sur les frontières $\gamma_1 = \widehat{AB}$ et $\gamma_2 = \widehat{CD}$;

** une répartition de pressions appliquée à la surface interne de l'implant et dont la résultante est orientée de $\alpha = 16^\circ$ par rapport à la verticale.

Cette distribution de pressions représentant l'action de l'implant fémoral sur l'implant cotyloïdien, a été étudiée dans CROLET [1979]. Dans ce travail, il est montré que le contact entre les pièces prothétiques peut être approché par le contact d'une sphère de caractéristiques mécaniques (E, σ) et d'une demi-sphère de caractéristiques mécaniques (E', σ') ayant pour rayons respectifs R_1 et R_2 ($R_1 < R_2$).

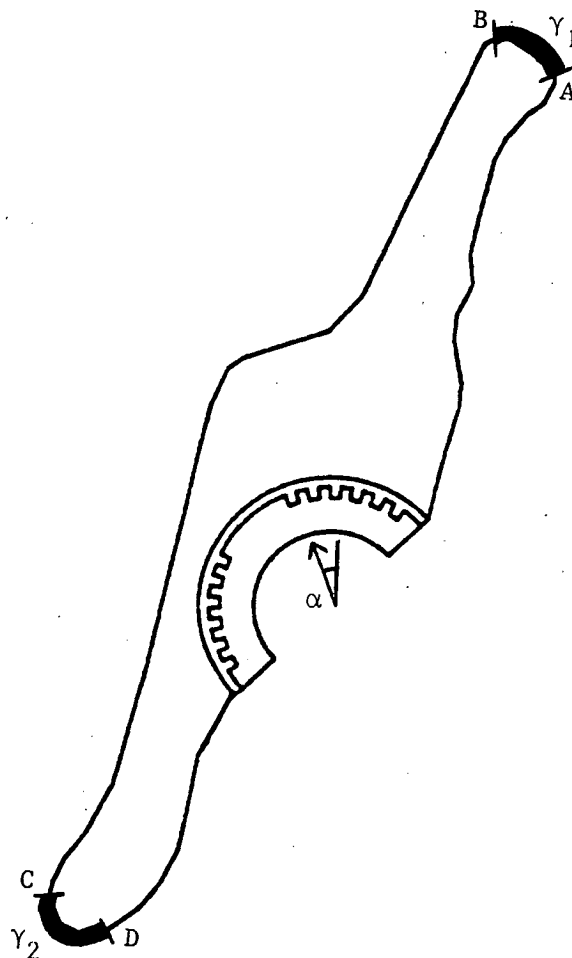


Figure III.6 : Charges et conditions aux limites

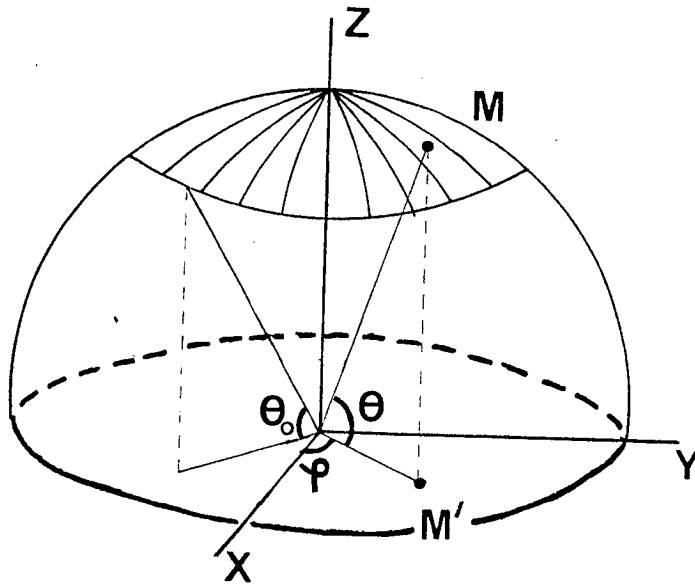
La coupole de contact (Fig. III.7) a un rayon de base r qui est solution de $f(x) = 0$ avec

$$f(x) = x R_2 - (R_2^2 - x^2) \operatorname{Log} \left[\sqrt{\frac{R_2+x}{R_2-x}} \right] - \frac{2 D F R_1}{3(R_2-R_1)}$$

$$* D = \frac{3}{4} \left(\frac{1-\sigma^2}{E} + \frac{1-\sigma'^2}{E'} \right)$$

* F est la charge appliquée ; nous prendrons la charge F égale à 3 fois la masse d'un corps moyen c'est à dire $F = 1800 \text{ N}$.

On considère une représentation de la coupole de contact à l'aide de coordonnées sphériques (Figure III.7).



$$M(r, \phi, \theta)$$

$$I = [\theta_0, \frac{\pi}{2}]$$

$$J = [0, \theta_0]$$

Figure III.7 : La coupole de contact

La pression maximale est donnée par

$$P_{\max} = \frac{3r Q}{\pi D} \quad \text{où} \quad Q = \frac{1}{2} \frac{R_2 - R_1}{R_2 R_1}$$

On a alors la distribution de pressions suivante :

$$\left\{ \begin{array}{ll} \theta \in I & P(\theta) = P_{\max} \sqrt{1 - \frac{R_2^2 \cos^2 \theta}{r^2}} \\ \theta \in J & P(\theta) = 0 \\ \theta = \theta_0 & P(\theta_0) = 0 \text{ (on notera que } \theta_0 \text{ est tel que } r = R_2 \cos \theta_0 \text{)} \end{array} \right.$$

Remarque III.1 :

Pour une même charge appliquée F , cette distribution de pressions dépend de la nature des matériaux en contact par le biais du terme

$$D = \frac{3}{4} \left(\frac{1-\sigma^2}{E} + \frac{1-\sigma'^2}{E'} \right)$$

□

Nous donnons dans le Tableau III.1 les valeurs numériques des caractéristiques mécaniques des matériaux simulés.

En pratique, nous étudions *trois cas de charges* directement liés à la nature du contact entre les implants de la prothèse de hanche :

i) une distribution de pressions de type AA (Alumine-Alumine) correspondant au contact d'une cupule en alumine et d'un implant fémoral en alumine. Ce type de chargement a été appliqué non seulement au cas d'implants en alumine mais aussi aux deux autres types d'implants. Bien que dans ces deux derniers cas le problème ne corresponde pas à un chargement réaliste, les cliniciens souhaitaient comparer le comportement des différents implants soumis à une même distribution de pressions.

ii) une distribution de pressions de type PM (Polyéthylène-Métal) correspondant à un contact cupule en polyéthylène et implant fémoral en métal (titane ou chrome-cobalt). Ce type de chargement a été

matériaux biologiques		E (MPa) module de Young	σ coefficient de Poisson
	os spongieux de type 1 (dom 1 et 5 de la fig. III.3)	40	0,18
	os spongieux de type 2 (dom 2 et 4)	350	0,22
	os spongieux de type 3 (dom 3)	1000	0,247
	os cortical	6200	0,326
	os sous- chondral	6200	0,326
	cartilage	14	0,3

matériaux non biologiques		E (MPa) module de Young	σ coefficient de Poisson
	ciment	2200	0,4
	alumine	350000	0,4
	polyéthylène	600	0,4
	chrome-cobalt	11000	0,4
	titane- aluminium vanadium	11000	0,4

Tableau III.1 : Caractéristiques mécaniques des matériaux simulés

appliqué au cas de cupules en polyéthylène seul, ou bien, en polyéthylène recouvert de métal.

iii) une distribution de pressions "naturelle" correspondant au cas d'une hanche normale (non opérée). Dans ce cas il n'y a ni implant, ni ciment mais du *cartilage* (Fig. III.3). La distribution de pressions appliquée à la couche de cartilage a été étudiée dans CROLET [1979]. Ce dernier cas permet d'obtenir la distribution des contraintes principales dans l'os spongieux et sert de référence pour préciser l'influence de l'implant sur la structure osseuse.

III.5.4. Techniques et aléas de pose

Pour une même cupule, les techniques et aléas de pose varient selon l'état du malade et le chirurgien qui opère. Pour chaque type de cupule envisagé nous avons donc considéré plusieurs configurations d'implantation :

i) Cas de référence : c'est le cas où il n'y a pas de lame dense sous-chondrale et où la cupule est entourée d'une couche concentrique de ciment (Fig. III.8).

ii) changement d'orientation de la cupule : il arrive parfois que, lors de l'implantation, la cupule soit mal orientée. Nous étudions ici les effets d'une position trop relevée depuis la position de référence, i.e. 45° par rapport à l'horizontale jusqu'à 65° (Fig. III.9) par pas de 5 degrés.

iii) Surépaisseurs de ciment : deux cas sont examinés

*) couche de ciment épaisse au toit du cotyle et mince derrière le ligament rond (Fig. III.10.1) ;

**) couche mince de ciment au toit du cotyle et épaisse derrière le ligament rond (Fig. III.10.2).

iv) Présence de tout ou partie de la lame dense sous-chondrale :

Les cas où le chirurgien a pu garder la lame dense sous-chondrale sont simulés à l'aide

*) soit d'une couche concentrique de ciment (Fig. III.11) ;

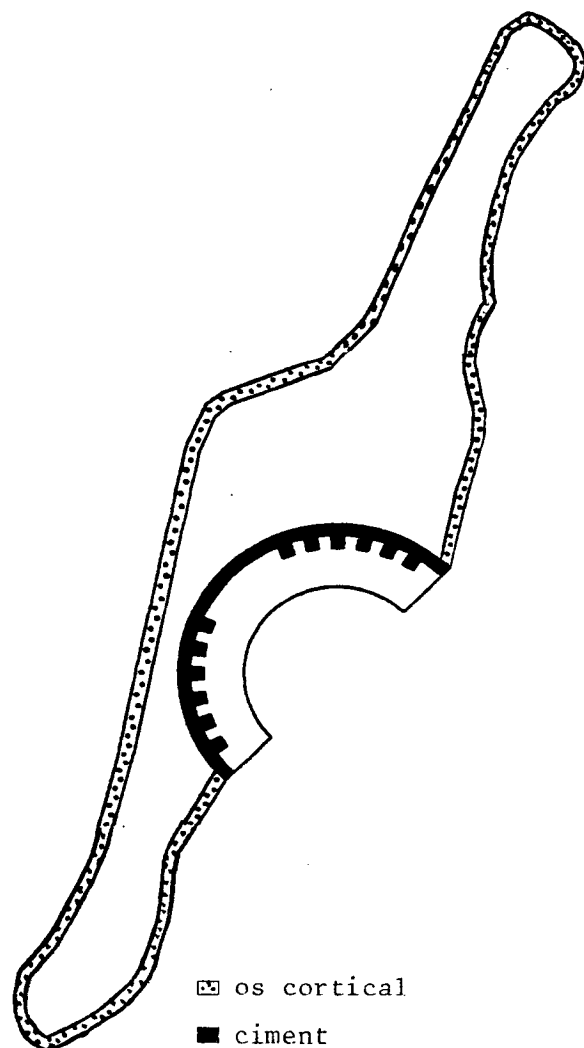


Figure III.8 : Pas de lame dense sous-chondrale et couche concentrique de ciment.

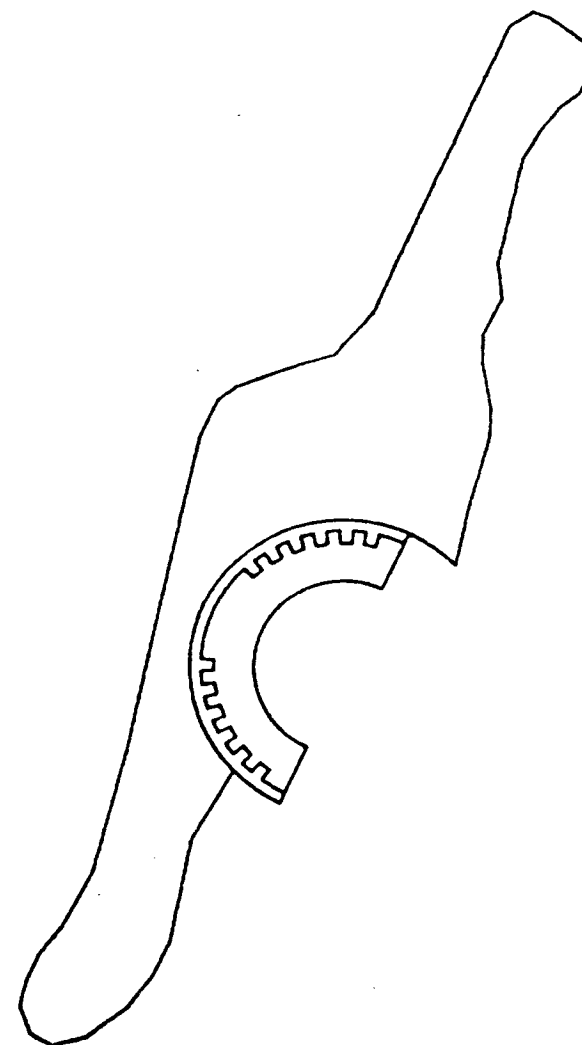
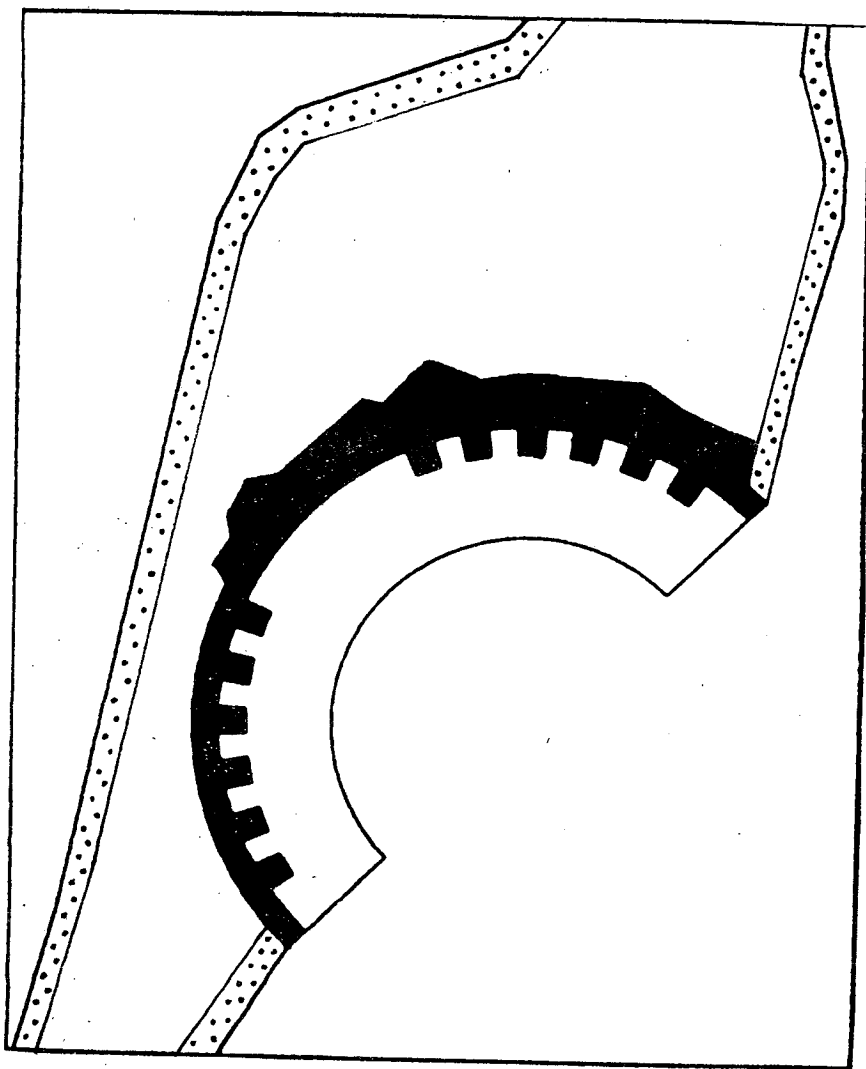
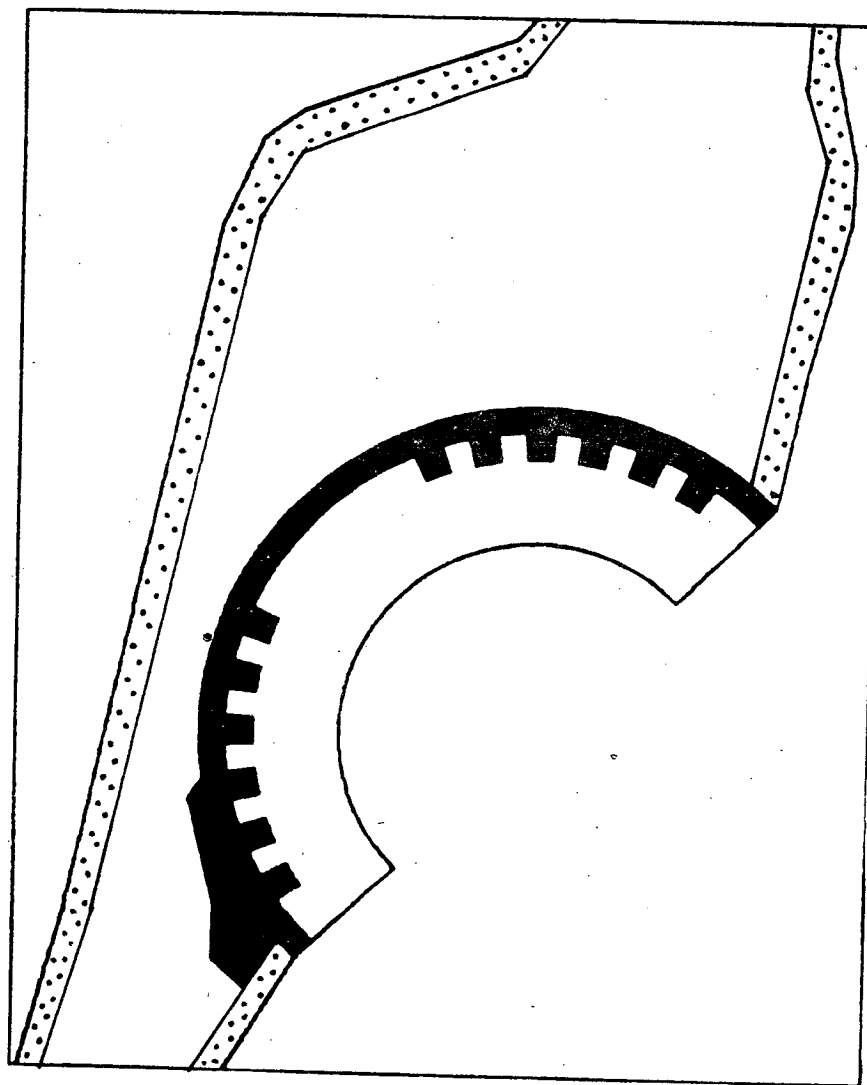


Figure III.9 : changement d'orientation de la cupule.



III.10.1



III.10.2

Figure III.10 : Surépaisseurs de ciment

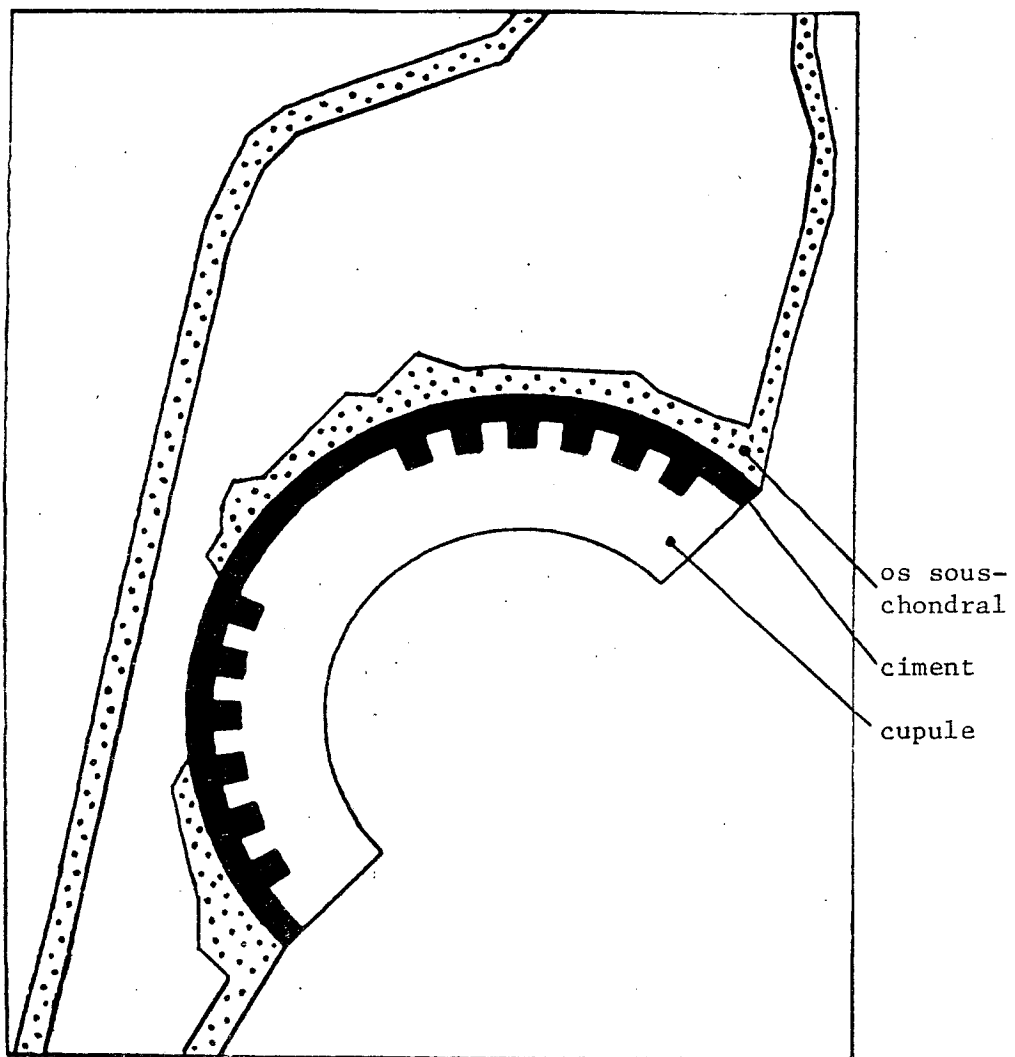


Figure III.11 : Cotyle non fraisé : on a gardé la lame dense sous-chondrale

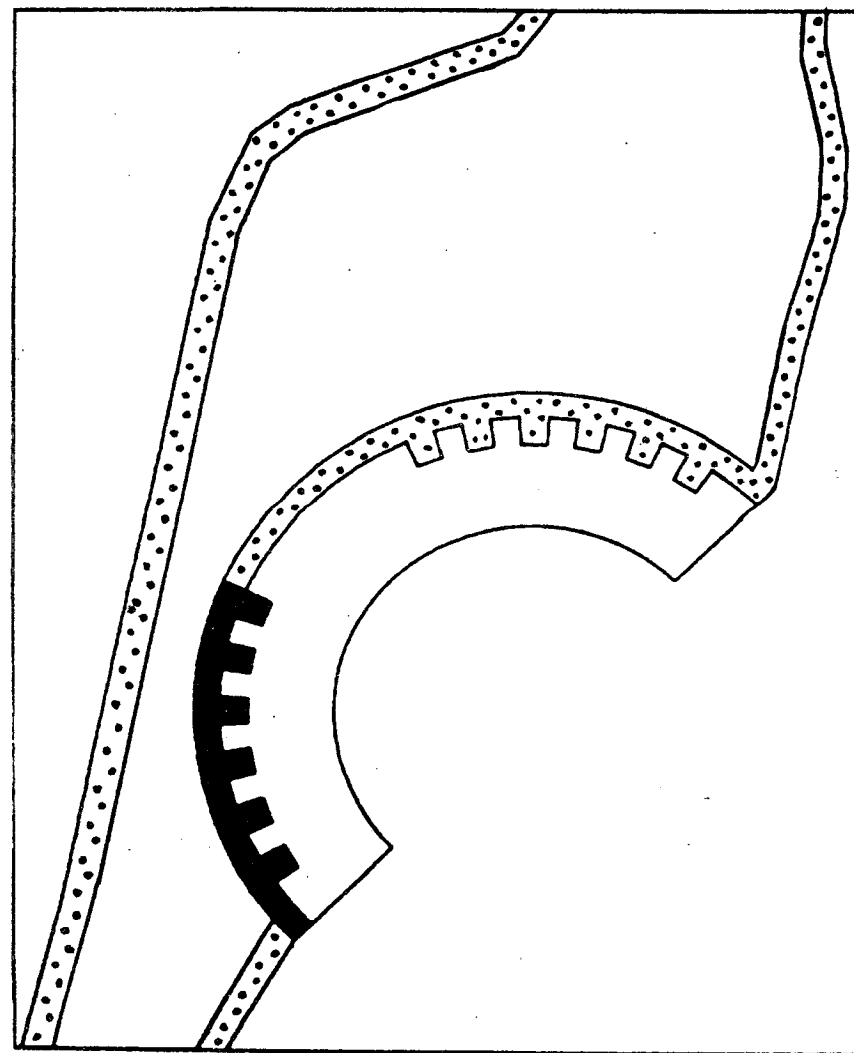


Figure III.12 : Cotyle non fraisé : il y a un contact direct alumine-os sous-chondral au toit du cotyle avec une interposition de ciment à l'arrière fond cotyloïdien

**) soit d'une couche de ciment au niveau du ligament rond (Fig. II.1) seulement et d'un ancrage direct cupule-os sous-chondral ailleurs (Fig. III.12).

v) Contact direct cupule-os spongieux : ce cas a été étudié uniquement pour la cupule en alumine et en supposant qu'il y a du ciment à l'arrière fond cotyloïdien.

III.6. La mise en oeuvre numérique

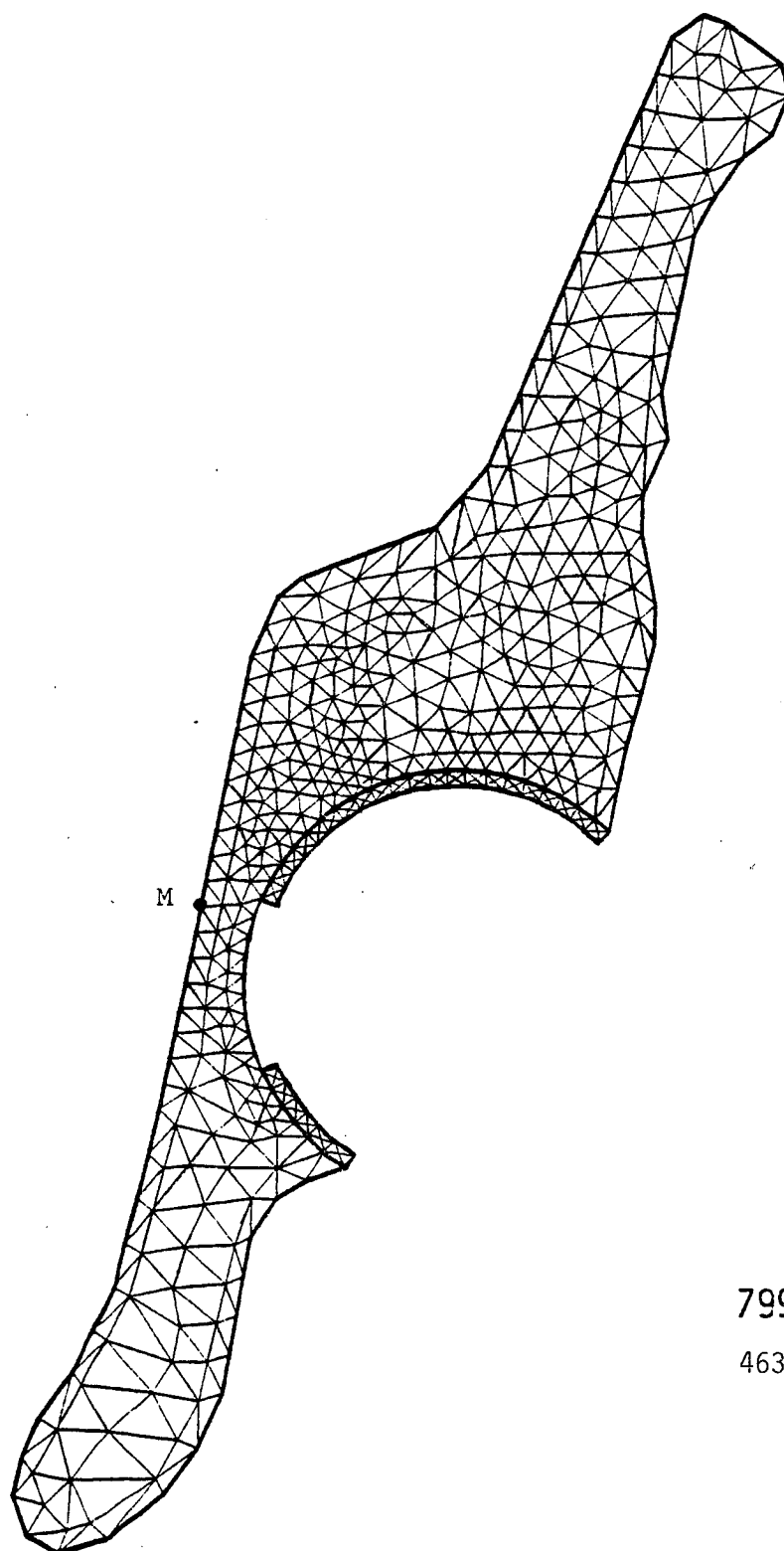
La mise en oeuvre numérique des différents problèmes étudiés utilise le code MODULEF [1983].

III.6.1. La triangulation a été réalisée à l'aide d'une procédure automatique à partir d'une digitalisation de la forme osseuse et de ses diverses régions telles qu'elles apparaissent sur la radiographie d'une coupe antéro-postérieure de l'os iliaque initial.

Ainsi le modèle représentant le cotyle normal comprend 799 triangles et 463 noeuds tandis que le maillage du cas appareillé comporte 1361 triangles et 748 noeuds (Fig. III.13). Pour ce dernier cas nous avons considéré 184 triangles pour la couche concentrique de ciment (3mm d'épaisseur) et 496 triangles pour la cupule.

Dans le cas d'un individu appareillé, nous avons retriangulé le domaine mais cela n'a entraîné que des variations faibles (3 à 4 %) des résultats numériques enregistrés dans la cupule et la région péricotyloïdienne.

III.6.2. L'espace d'éléments finis. A la triangulation définie en III.6.1, nous associons l'espace d'éléments finis classique construit à l'aide de triangles de type (1).



799 TRIANGLES
463 NOEUDS

Fig. III.13.1 :

Triangulation d'une coupe d'os iliaque normal

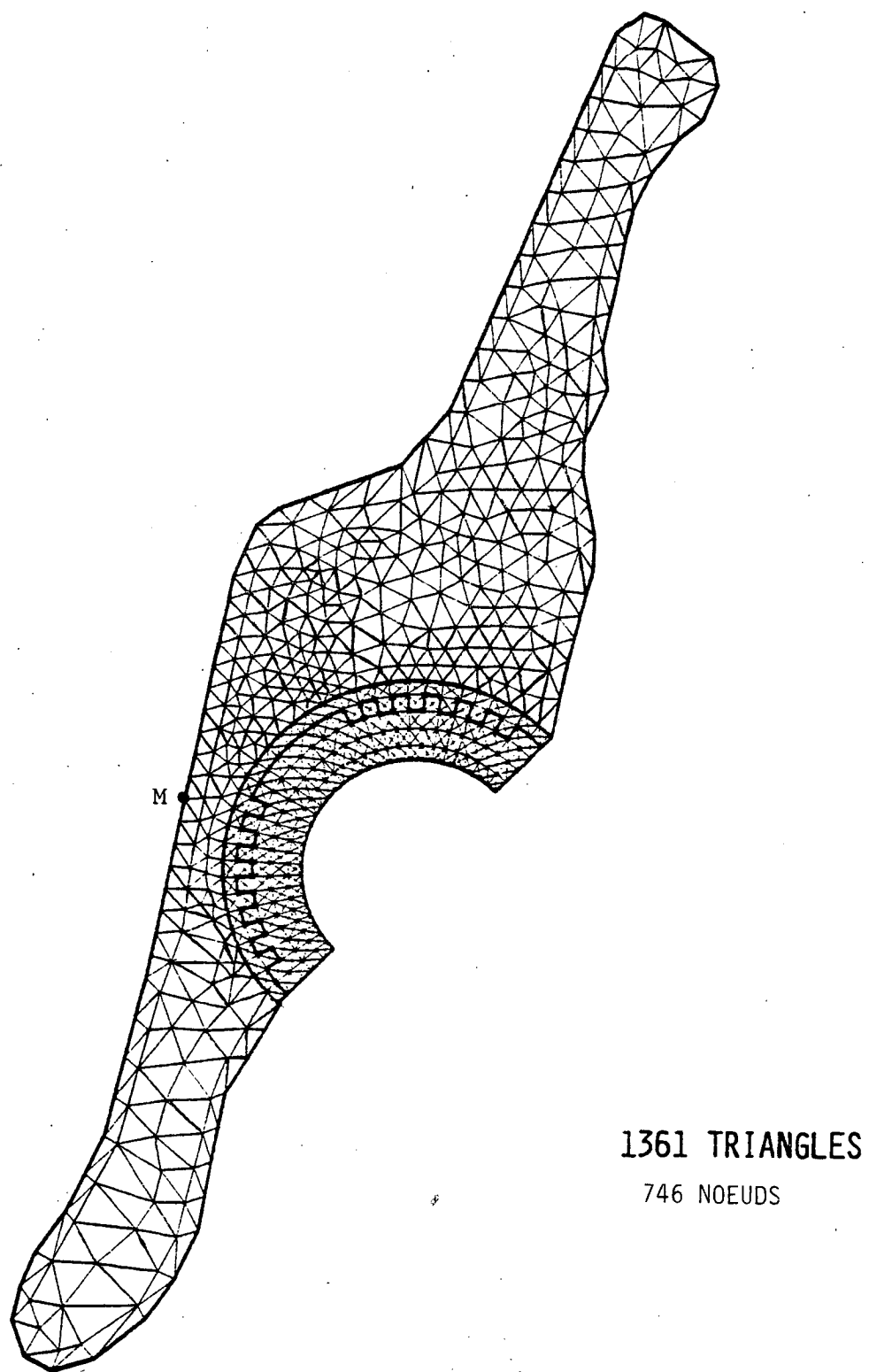


Fig. III.13.2 :

Triangulation d'une coupe d'os iliaque appareillé

IV. - ANALYSE DES RESULTATS OBTENUS

IV.1. Orientation

Dans ce paragraphe, nous allons analyser les résultats obtenus dans le cas des problèmes formulés dans le paragraphe III. Nous commençons par quelques remarques générales (§ IV.2) puis nous détaillons les résultats concernant les différents problèmes considérés dans les sections III.5.3 et III.5.4 (§§ IV.3 à IV.9).

IV.2. Remarques générales

L'analyse de l'ensemble des résultats obtenus tant pour les deux cas de charges envisagés, i.e., distributions de pressions de type AA ou PM (voir § III.5.3), que pour les différentes techniques chirurgicales de poses considérées (voir § III.5.4) conduit aux remarques générales suivantes :

IV.2.1. Amplitude des déplacements : Afin de préciser l'amplitude des déplacements observés nous regroupons dans le tableau IV.1 les valeurs des composantes du vecteur déplacement d'un point significatif situé sur le bord libre de l'os cortical derrière l'emplacement du ligament rond (Point M sur la Figure III.13). Ce point est intéressant car il se situe derrière la région cotyloïdienne la plus exposée à la charge exercée par la tête du fémur.

Il convient de souligner que les valeurs données dans le Tableau IV.1 sont représentatives des différentes configurations envisagées, les variations observées étant au plus de l'ordre de 15 %.

Type d'implant	alumine	polyéthylène	polyéthylène recouvert d'une couche de métal	cas normal (non appareillé)
Vecteur déplacement de M (en mm)	$\begin{Bmatrix} -1.8 \\ 0.6 \end{Bmatrix}$	$\begin{Bmatrix} -2.4 \\ 0.5 \end{Bmatrix}$	$\begin{Bmatrix} -1.5 \\ 0.3 \end{Bmatrix}$	$\begin{Bmatrix} -0.9 \\ 0.3 \end{Bmatrix}$

Tableau IV.1 : Vecteur déplacement du point M

IV.2.2. L'os cortical joue le rôle d'une "coquille" : Sur la Figure IV.1 nous avons représenté les contraintes de Von Mises, i.e.,

$$\sigma = \frac{1}{2} \sqrt{(\sigma_1)^2 + (\sigma_2)^2} \quad \left\{ \begin{array}{l} \text{où } (\sigma_1, \sigma_2) \text{ sont les valeurs} \\ \text{des contraintes principales,} \end{array} \right.$$

ceci pour des cupules en alumine et en polyéthylène. Naturellement, les zones sombres représentent les régions où les contraintes sont importantes. Cette figure montre que l'os cortical joue le rôle d'une coquille qui entoure une région molle : l'os spongieux.

Ce comportement de coquille explique les faibles variations de déplacement signalées précédemment lorsque, ayant choisi un implant, on simule toutes les configurations de poses possibles.

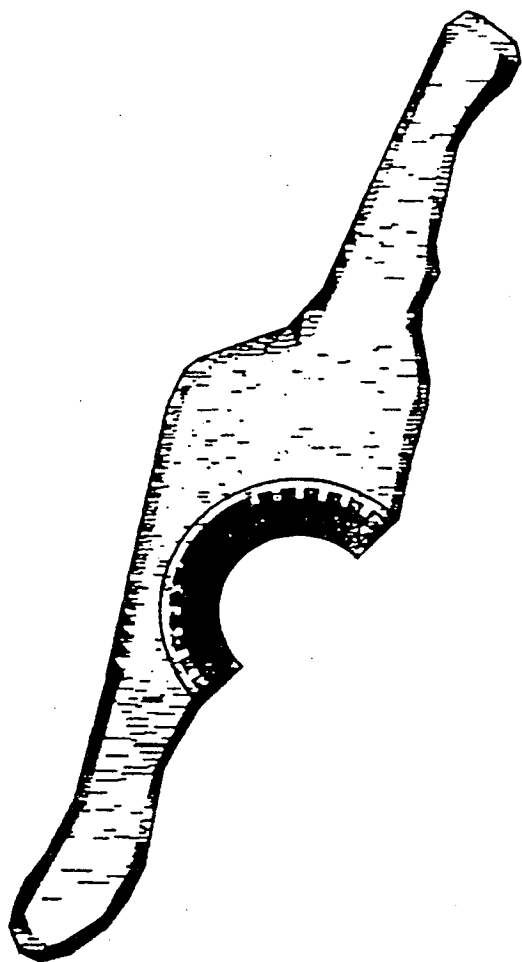
IV.2.3. Ancrage de la cupule : Compte tenu de ce qui précède, il est prévisible - et il a été souvent observé en clinique - qu'une cupule uniquement ancrée dans l'os spongieux, ou bien, mal ancrée sur l'os cortical, migre à l'intérieur de l'os iliaque.

Par suite, il convient de rechercher le meilleur ancrage possible sur l'os cortical, d'où l'idée de garder tout ou partie de la lame dense sous-chondrale dont les caractéristiques mécaniques se rapprochent de celles de l'os cortical.

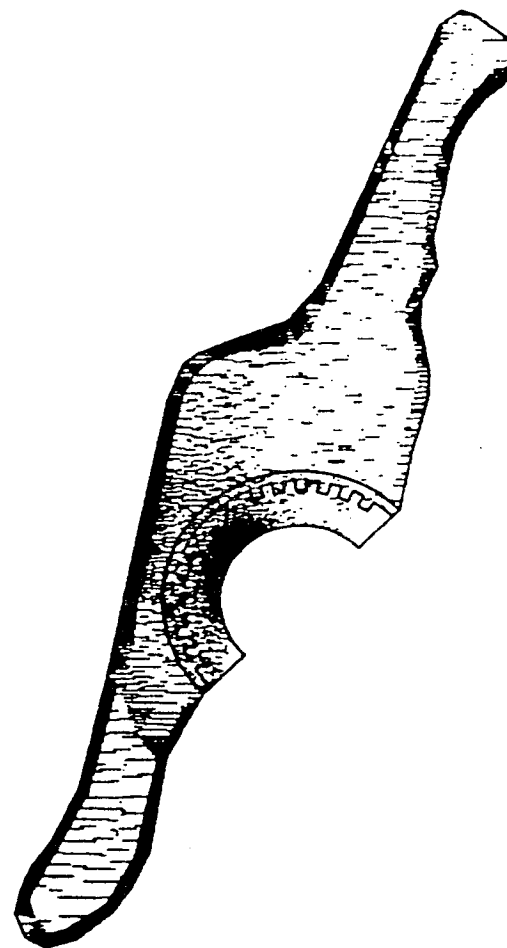
IV.3. Cas du cotyle normal

On trouvera à la Fig. IV.2 un tracé du champ des contraintes principales obtenu dans le cas d'un cotyle normal. On constate que le cartilage transmet les efforts qui lui sont imposés et que l'os sous-chondral est partout fortement contraint.

Le champ de contraintes obtenu dans l'os spongieux servira de référence. Il convient de le rapprocher de la distribution des *travées osseuses* obtenue par radiographie aux rayons X. Les travées osseuses et les contraintes principales ont, à quelques exceptions près, les mêmes orientations.



Alumine



Polyéthylène

Figure IV.1 : Contraintes de Von Mises pour des hanches appareillées à l'aide de cupules en alumine ou en polyéthylène

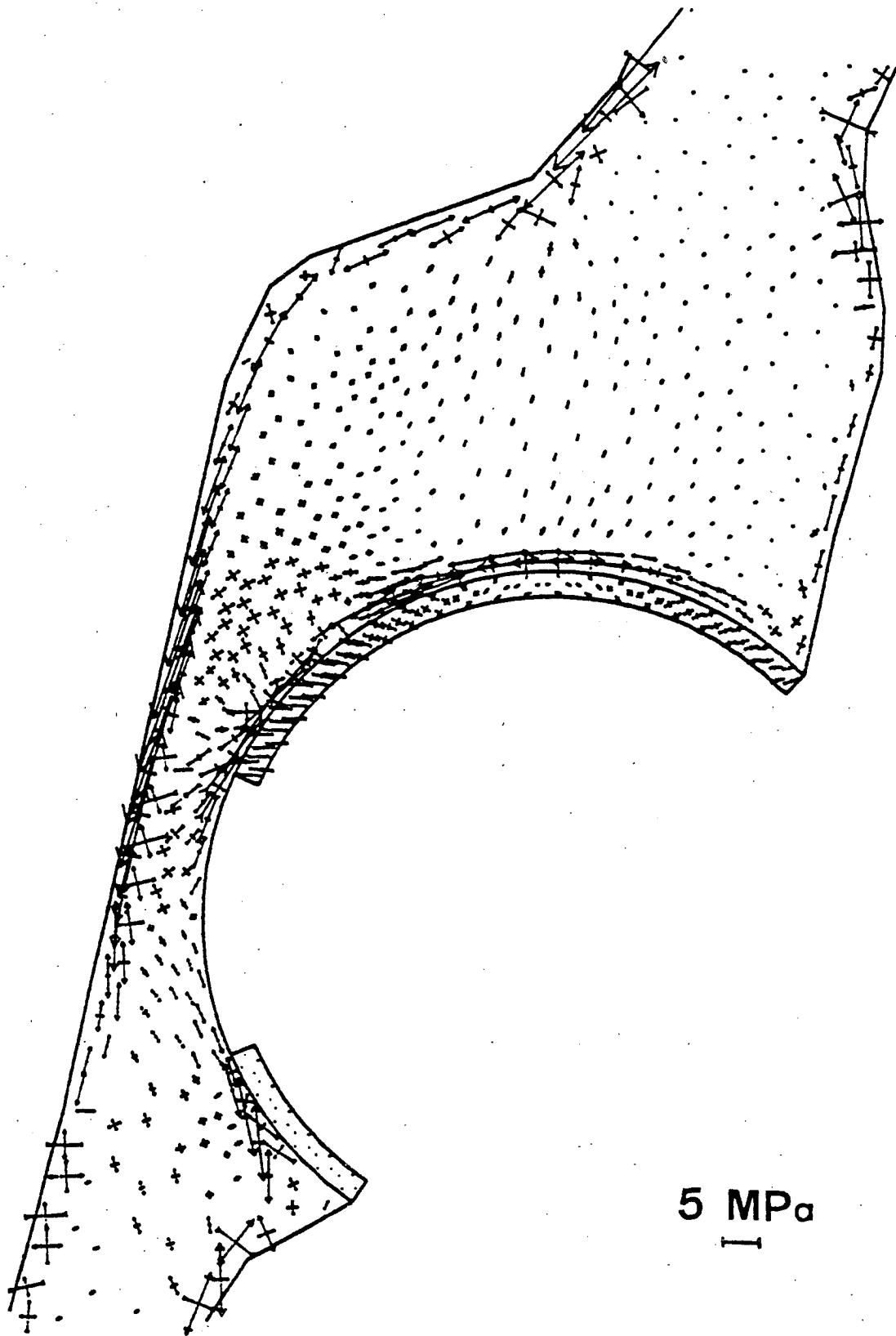


Figure IV.2 : Contraintes principales dans le cas d'un cotyle normal

IV.4. Importance du mode de chargement

Pour les cas des cupules en polyéthylène ou en polyéthylène recouvert d'une couche de métal, le mode de chargement (distribution de type AA ou PM) n'affecte ni l'allure générale des champs de contraintes (les directions principales ne sont modifiées que dans un petit voisinage de la zone d'application de la charge) ni les directions des contraintes d'interface. Seules se trouvent modifiées les valeurs absolues des résultats numériques : les valeurs sont plus faibles pour la distribution de type PM que pour la distribution de type AA.

Le mode de chargement influant assez peu sur les résultats, nous présentons par la suite ceux-ci sous forme de comparaisons du comportement mécanique de l'ensemble implant-ciment-os

i) pour l'*implant en alumine* soumis à une charge de type AA ;

ii) pour les *implants en polyéthylène* et en *polyéthylène recouvert d'une couche de métal* soumis à une charge de type PM.

IV.5. Comparaison des cas de référence

Il s'agit des implants en alumine, en polyéthylène et en polyéthylène recouvert d'une couche de métal orientés à 45° par rapport à l'horizontale relative au patient, entourés d'une couche concentrique de ciment et pour lesquels la lame dense sous-chondrale a été retirée (Fig. III.8).

IV.5.1. Contraintes dans l'implant et dans le ciment : Les contraintes dans la *cupule en alumine* qui a le comportement d'une poutre sont représentées à la Figure IV.3.1 : compression sur la face où est appliquée la charge et traction sur l'autre face ; ceci est la conséquence d'un module d'Young élevé.

Face à ces valeurs de contraintes très élevées (130 à 240 MPa) le ciment est faiblement contraint (2 à 5 MPa).

La *cupule en polyéthylène* n'a pas un comportement de poutre ; les valeurs les plus élevées apparaissent sur la face chargée (30 MPa) ; il n'y a pas de différences importantes entre les valeurs des contraintes calculées dans le ciment et celles calculées dans le polyéthylène aux abords du ciment (5 à 10 MPa). (Fig. IV.3.2)

Dans le cas de la cupule en polyéthylène entourée d'une couche de métal les contraintes sur la face chargée, donc dans le polyéthylène, sont plus faibles (16 MPa) que dans le cas de la cupule entièrement en polyéthylène (30 MPa). (Fig. IV.3.3)

La couche de métal se comporte mécaniquement comme une poutre et la partie du ciment située au toit du cotyle est peu contrainte.

IV.5.2. Contraintes dans l'os spongieux. La figure IV.2 représente (entre autres) les contraintes existant dans l'os spongieux pour le *cas normal*. On distingue nettement la présence de la lame dense sous-chondrale qui est localisée sous le cartilage. Ces contraintes principales ont dans l'ensemble, la même orientation que les travées osseuses que l'on peut observer sur la coupe vertico-frontale de l'aile iliaque qui nous a servi à définir la géométrie de notre modèle.

Avec un *implant en alumine*, la répartition des contraintes principales dans l'os spongieux (Fig. IV.4) est similaire à celle du cas normal : mêmes orientations et mêmes ordres de grandeur (3 à 5 MPa).

Par contre, pour les *implants en polyéthylène* (Fig. IV.5) et en *polyéthylène* recouvert d'une couche de *métal* (Fig. IV.6), les contraintes dans l'os spongieux offrent un aspect très différent du cas normal : les ordres de grandeur sont plus importants (7 à 12 MPa) et les directions tracent derrière l'implant des lignes concentriques autour de ce dernier : la traction est plus importante que la compression. Cette disposition est favorable à une *migration* de l'implant dans l'os spongieux et ces lignes représentent les positions successives qu'occuperait l'implant. De plus toute une région de l'os spongieux située au-dessus du toit du cotyle n'est pas contrainte.

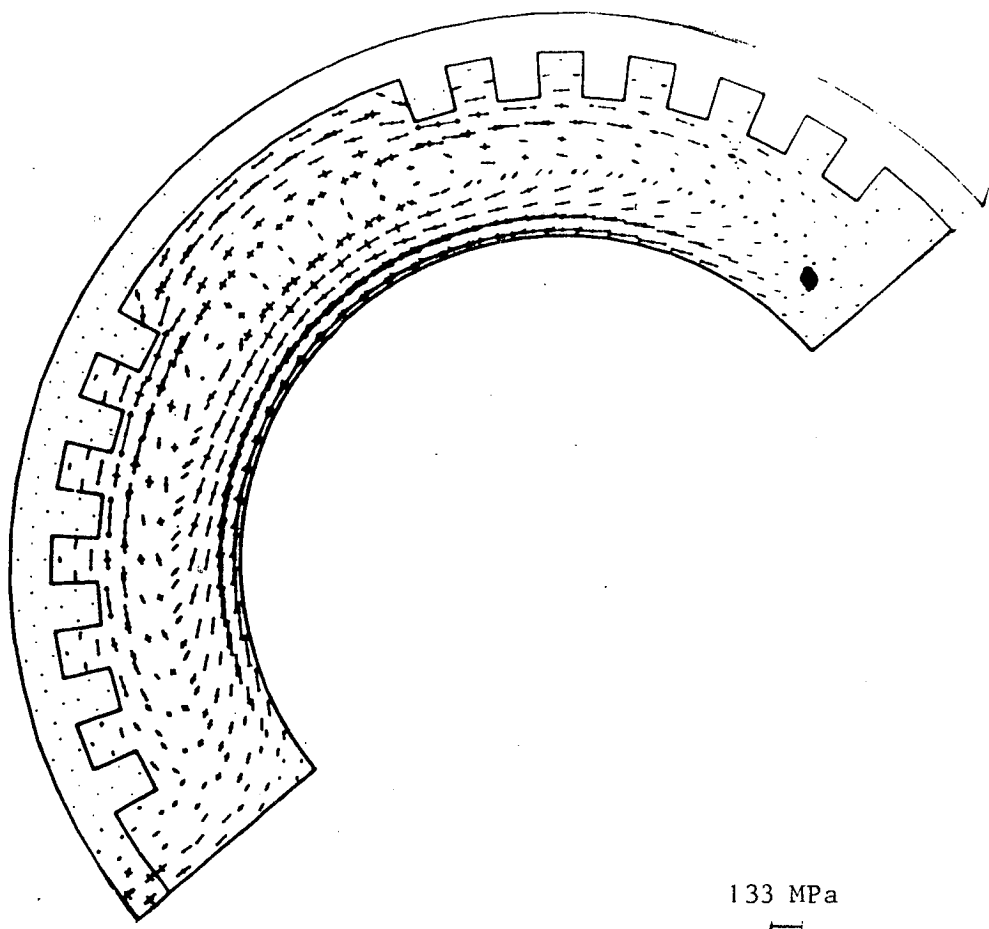


Figure IV.3.1 : Contraintes principales dans la cupule
en alumine et dans le ciment environnant

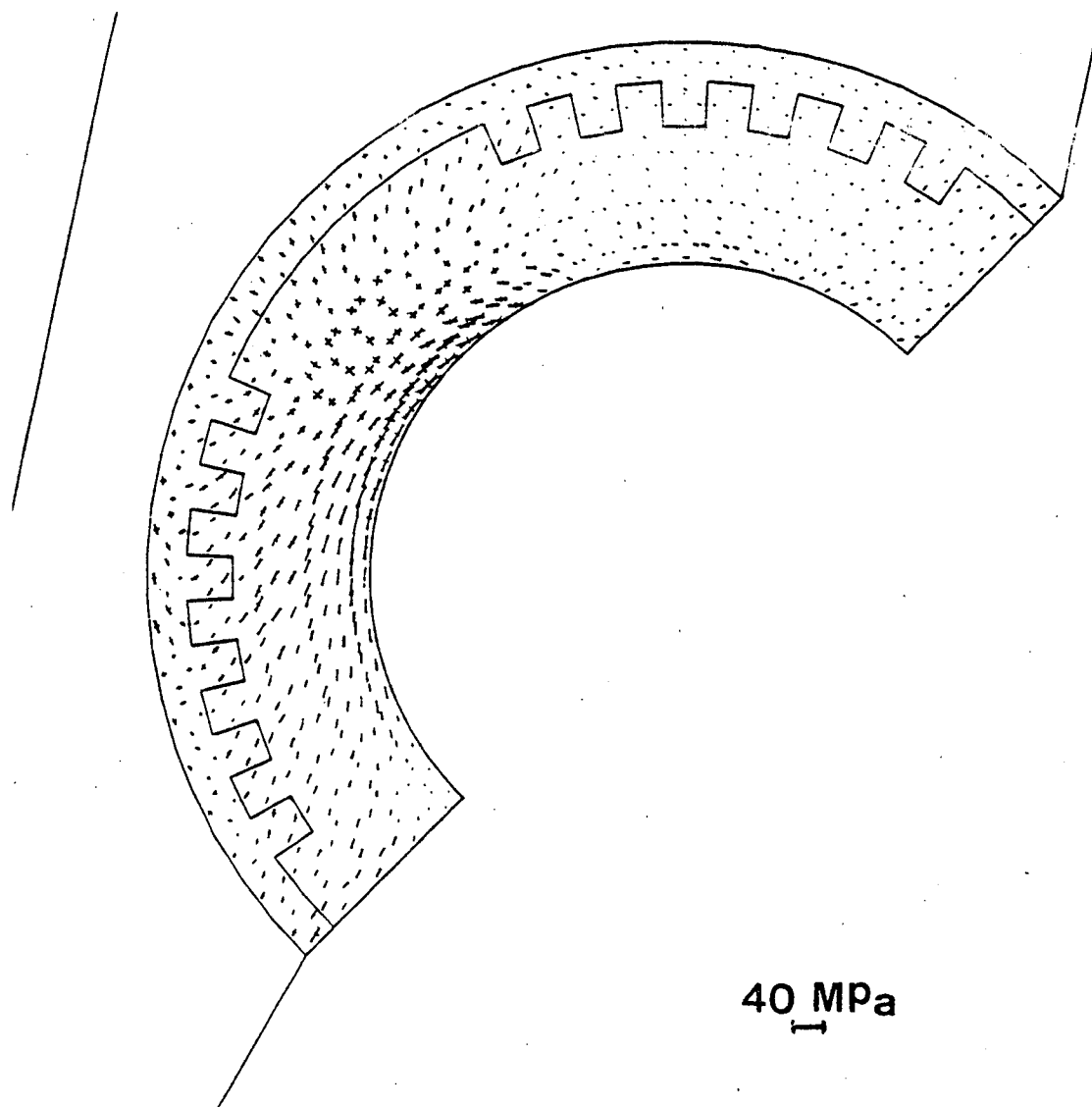


Figure IV.3.2 : Contraintes principales dans une cupule en polyéthylène et dans le ciment environnant

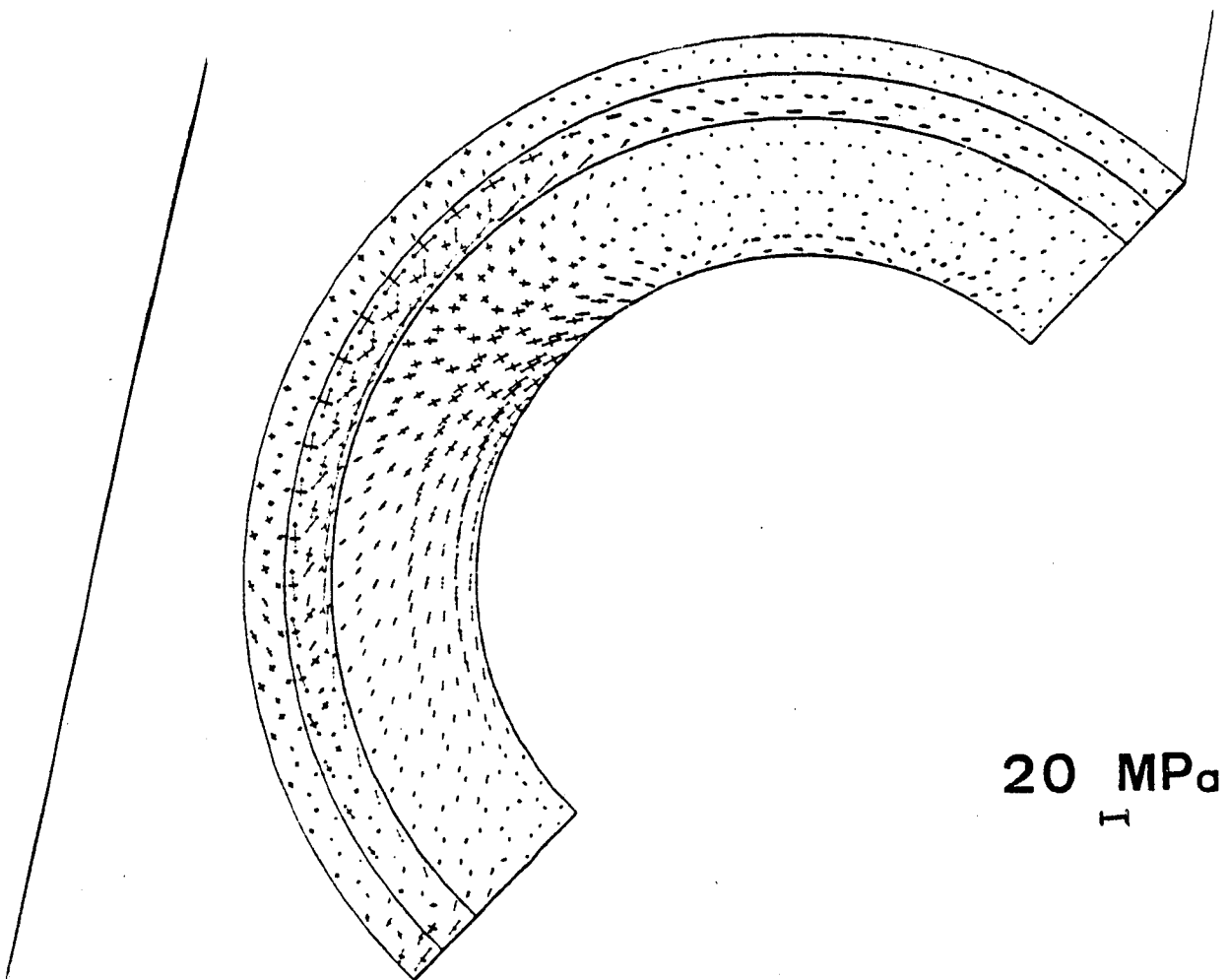


Figure IV.3.3 : Contraintes principales dans une cupule en polyéthylène serti de métal et dans le ciment environnant

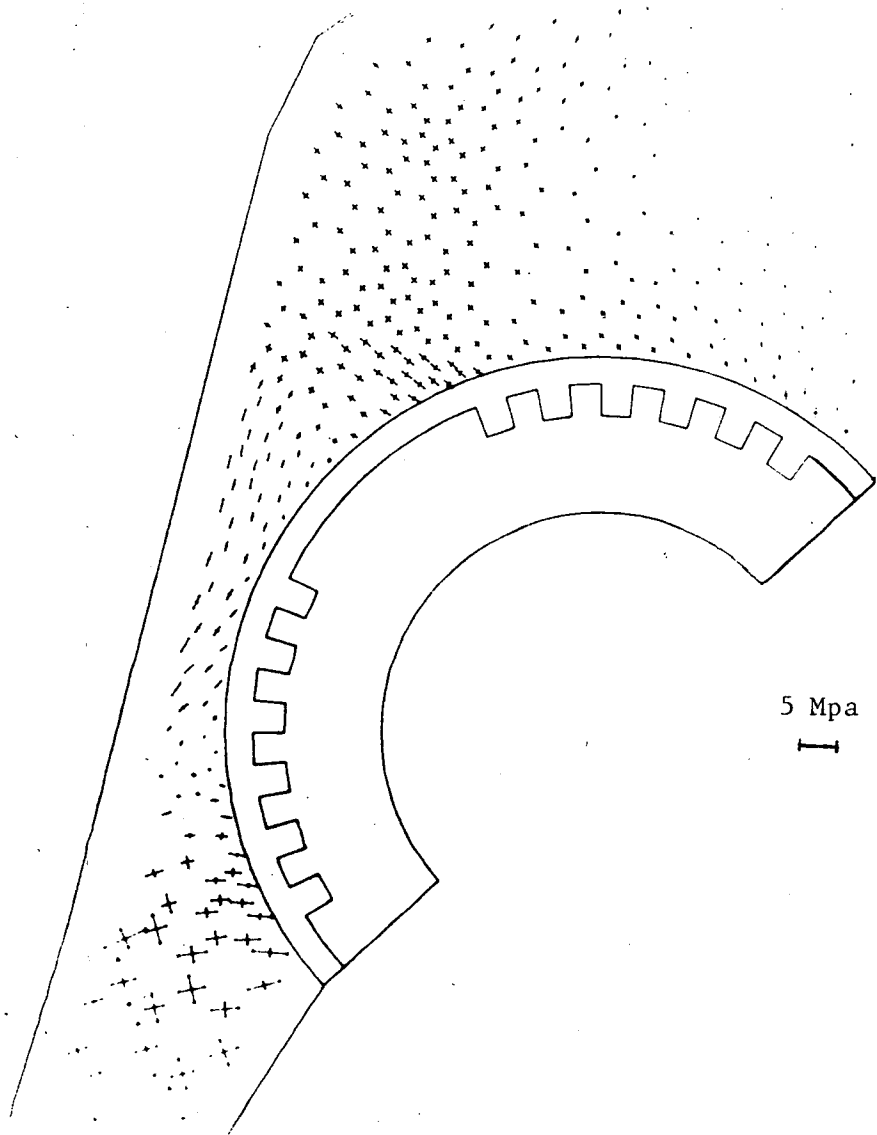


Figure IV.4 : Contraintes principales dans l'os spongieux dans le cas d'un implant en alumine

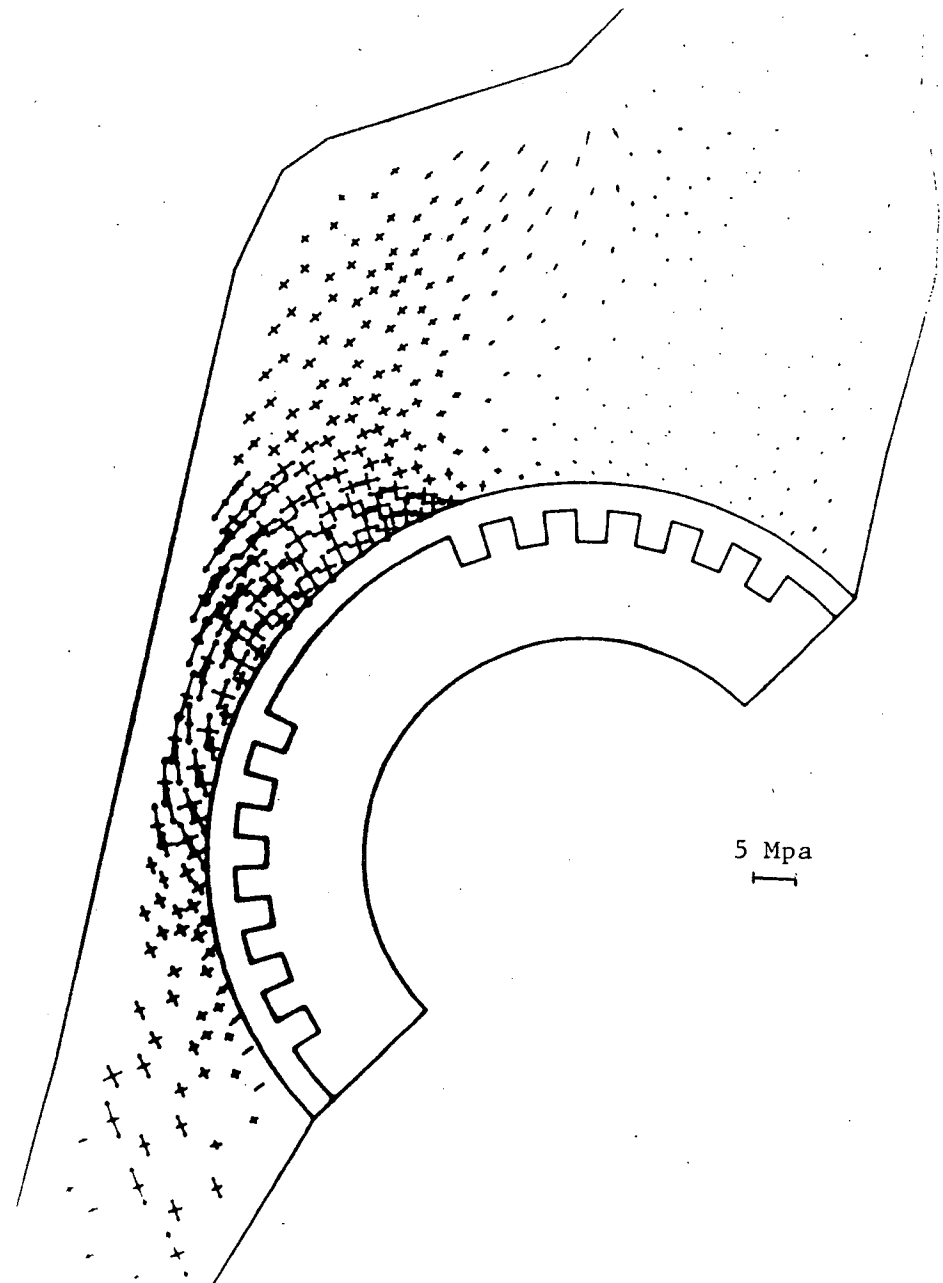


Figure IV.5 : Contraintes principales dans l'os spongieux dans le cas d'un implant en polyéthylène

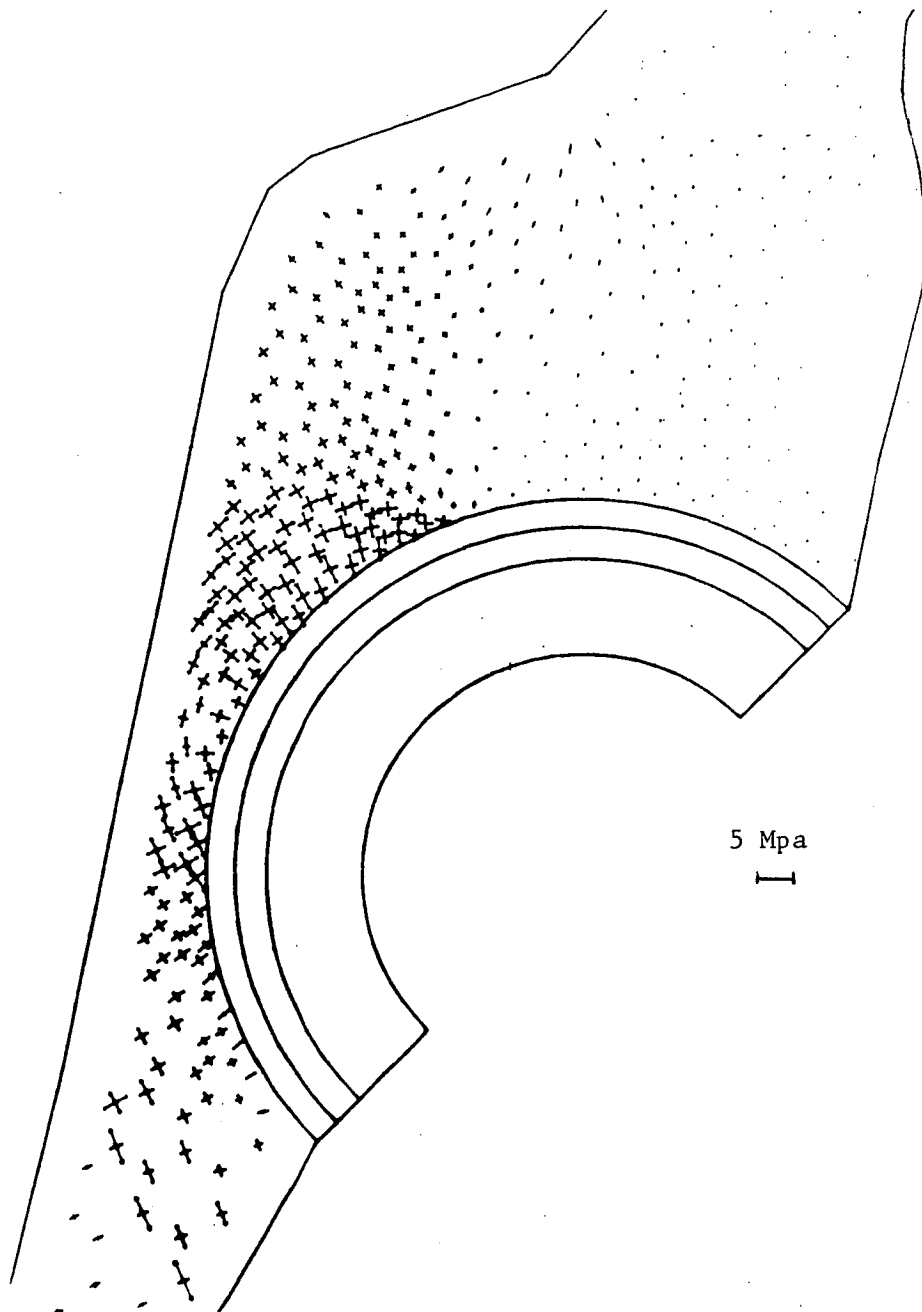


Figure IV.6 : Contraintes principales dans l'os spongieux pour un implant en polyéthylène recouvert d'une couche de métal

Cette disposition des contraintes dans l'os spongieux est globalement la même dans le cas d'une cupule en polyéthylène entourée d'une couche de métal (cf. Fig. IV.6). Deux légères différences cependant :

- en arrière de la cupule la compression est plus importante que la traction ;
- la zone d'os spongieux peu contrainte est plus étendue.

Remarque : Les tracés des contraintes principales dans les différentes cupules d'une part, dans l'os spongieux d'autre part, ont été effectués sur des figures séparées car les ordres de grandeur sont très différents.

□

IV.5.3. Vecteurs contraintes aux interfaces.

- (i) L'action de l'*alumine sur le ciment* prend deux formes (Fig. IV.7) :
- à chaque cran l'alumine tend à se décoller du ciment ;
 - au pôle géométrique de la cupule il n'apparaît que des forces de cisaillement qui deviennent peu à peu des forces de traction.

A aucun endroit l'alumine n'exerce une "poussée franche" sur le ciment.

- (ii) Les forces exercées par la *cupule en polyéthylène sur le ciment* sont essentiellement des forces de compression (Fig. IV.8) ; la composante tangentielle de cisaillement est faible ; l'intensité de ces forces prend la valeur minima sur une zone importante couvrant largement le toit du cotyle.

- (iii) Dans le cas de la *cupule en polyéthylène entourée de métal* (Fig. IV.9), on a la même répartition de contraintes d'interface pour chacune des 3 interfaces : polyéthylène-métal, métal-ciment, ciment-os. Il s'agit essentiellement de compression sauf sur une zone située au toit du cotyle où il y a de la traction pure. L'intensité de la force de traction est cinq fois plus faible que l'intensité maximale de compression.

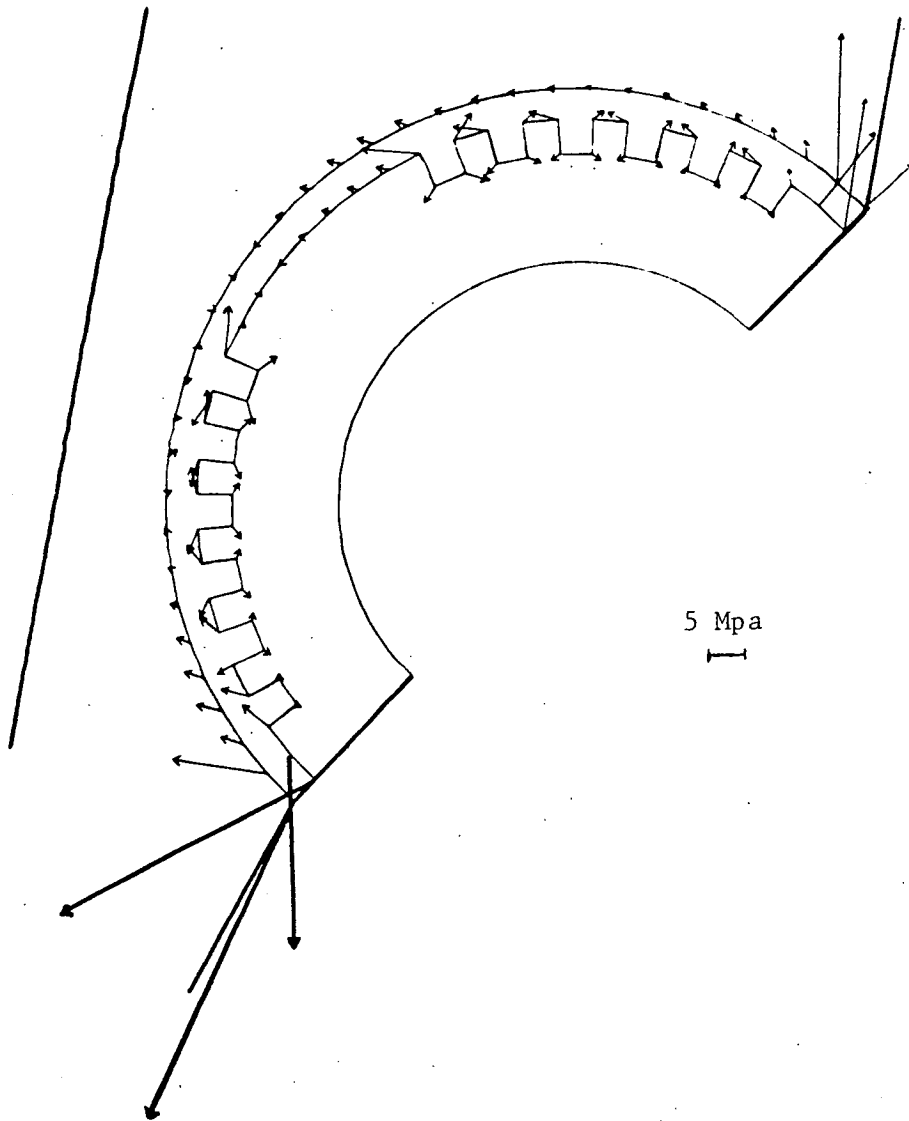


Figure IV.7 : Vecteurs contraintes aux interfaces
pour une cupule en alumine

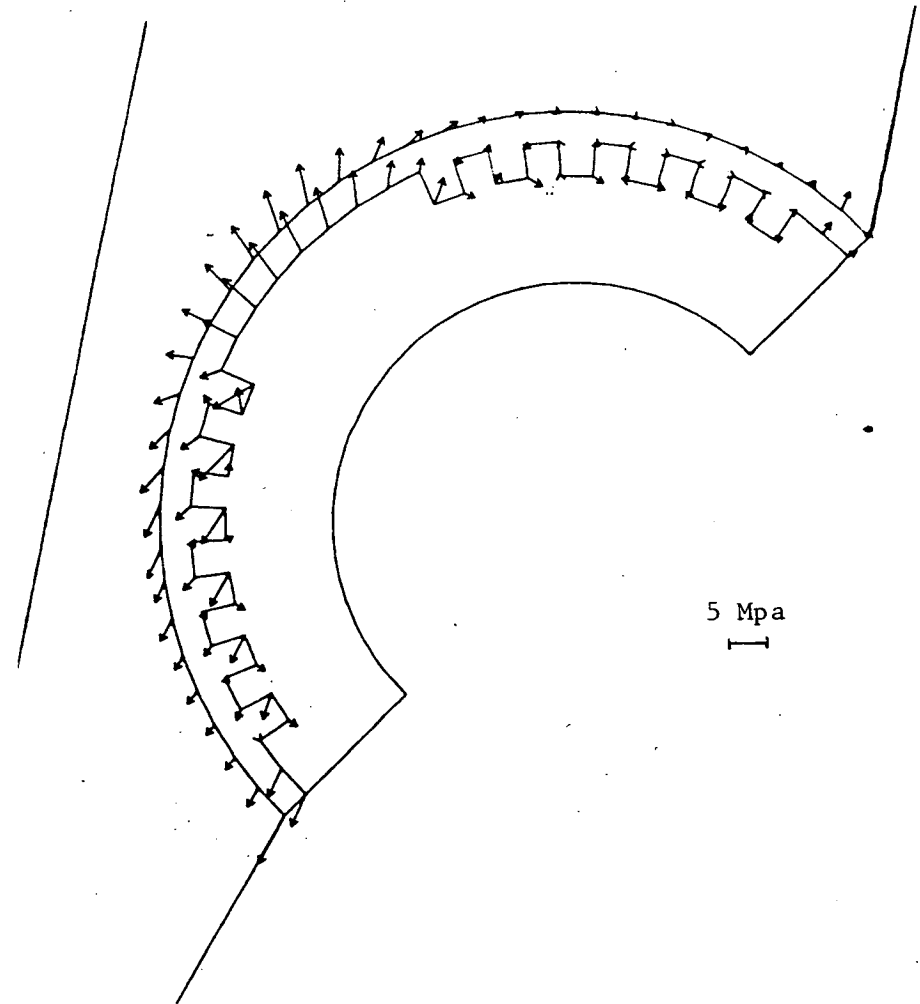


Figure IV.8 : Vecteurs contraintes aux interfaces
pour une cupule en polyéthylène

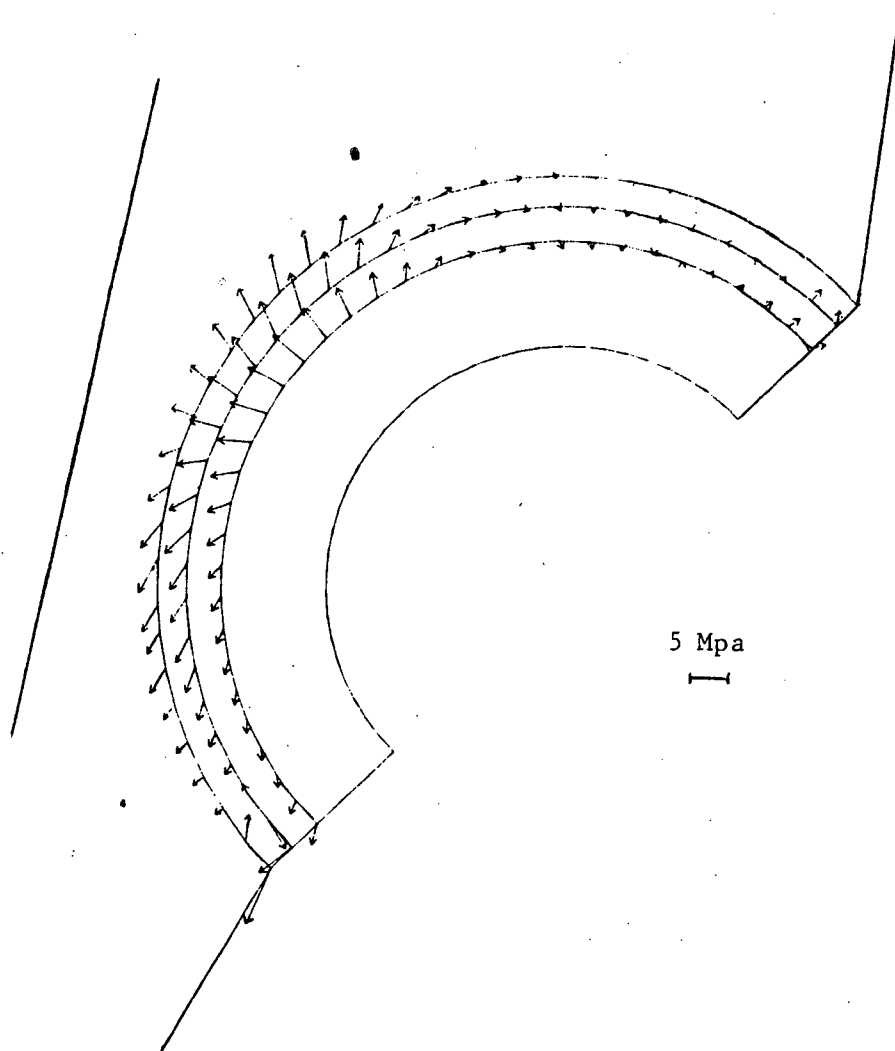


Figure IV.9 : Vecteurs contraintes aux interfaces pour une
cupule en polyéthylène entourée de métal

(iv) *la pression exercée sur l'os cortical* dépend fortement du matériau utilisé (Fig. IV.10) : elle est très importante pour l'alumine et elle est faible pour le polyéthylène et le polyéthylène serti de métal (rapport de 1 à 10).

IV.5.4. Moments des vecteurs contraintes aux interfaces. Nous avons d'autre part calculé le *moment* de ces vecteurs contraintes d'interface par rapport au centre "déplacé" du cotyle. On peut comparer, sur la Fig. IV.11, les répartitions de ces moments le long de l'interface os spongieux-ciment pour les implants en alumine et en polyéthylène. On constate que cet interface se divise en deux parties : l'une couvrant largement le toit du cotyle et l'autre s'étendant sur l'arrière fond cotyloïdien. Chacune de ces régions a été déterminée comme étant le lieu des points d'application des forces d'interface qui ont le même effet de rotation : les moments de ces forces ont donc tous le même signe pour chacune de ces régions.

Les valeurs indiquées sur la Fig. IV.11 sont les sommes des moments élémentaires.

On constate qu'il y a pour le *polyéthylène* deux moments "divergents" alors que pour l'*alumine* ces moments sont "convergents". Enfin les résultats concernant le *polyéthylène serti de métal* sont comparables à ceux trouvés pour le polyéthylène seul.

Il convient de souligner que selon les cas la somme algébrique des moments représentés sur la Fig. IV.11 donne un moment s'étageant de + 210 à + 265 N × mm. *Ce résultat numérique confirme les observations expérimentales indiquant que parfois la cupule se descelle et se met alors à tourner dans le sens positif.*

Nous avons également calculé le moment des forces à l'interface cupule-ciment. Ce moment est égal, en valeur absolue, au moment des forces situées sur l'interface os-ciment. Ce résultat était prévisible puisque, à l'équilibre, les résultantes de toutes les forces et de tous les moments de forces appliquées au ciment doivent être nulles.

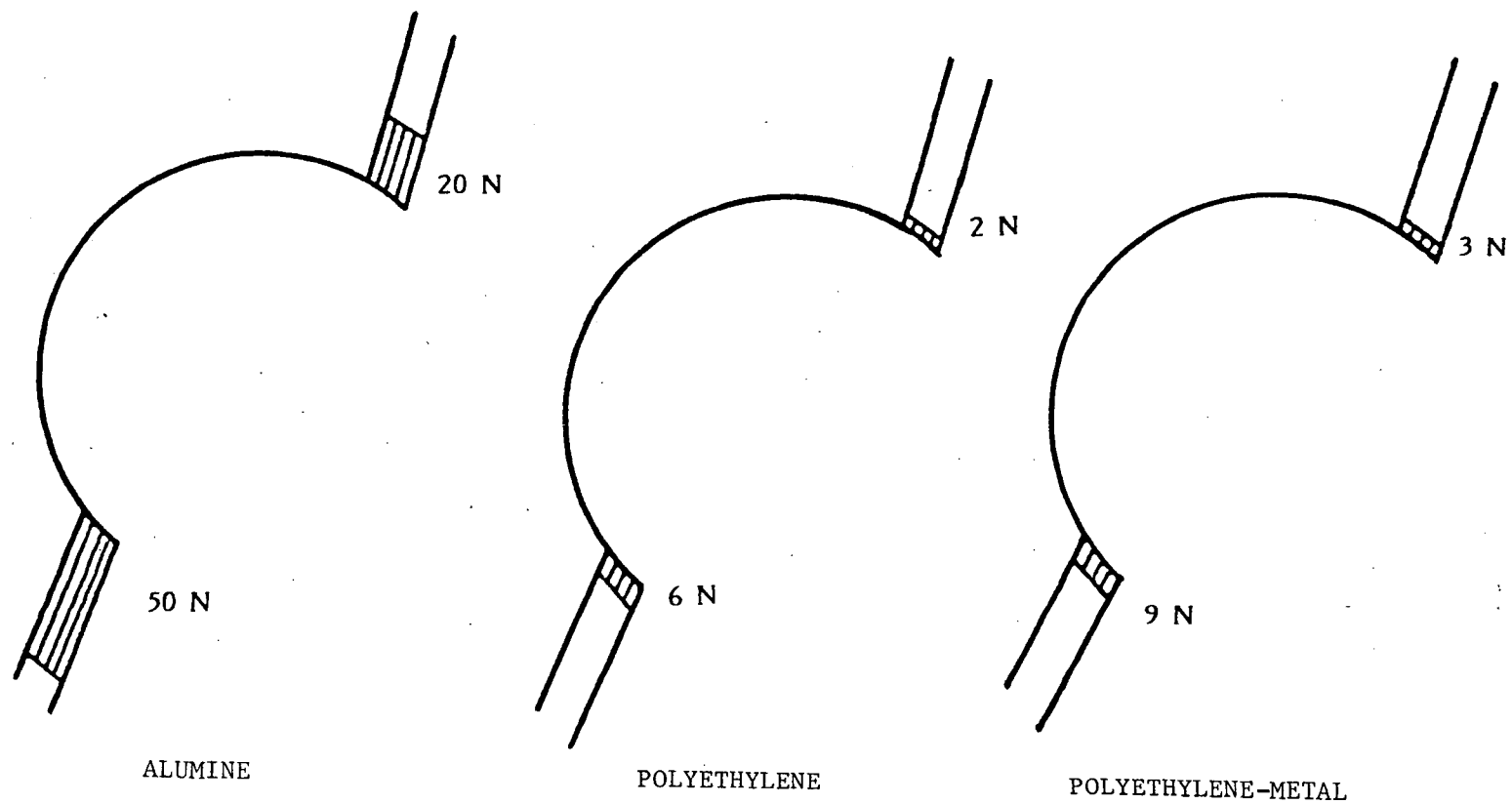


Figure IV.10 : Pressions exercées sur l'os cortical

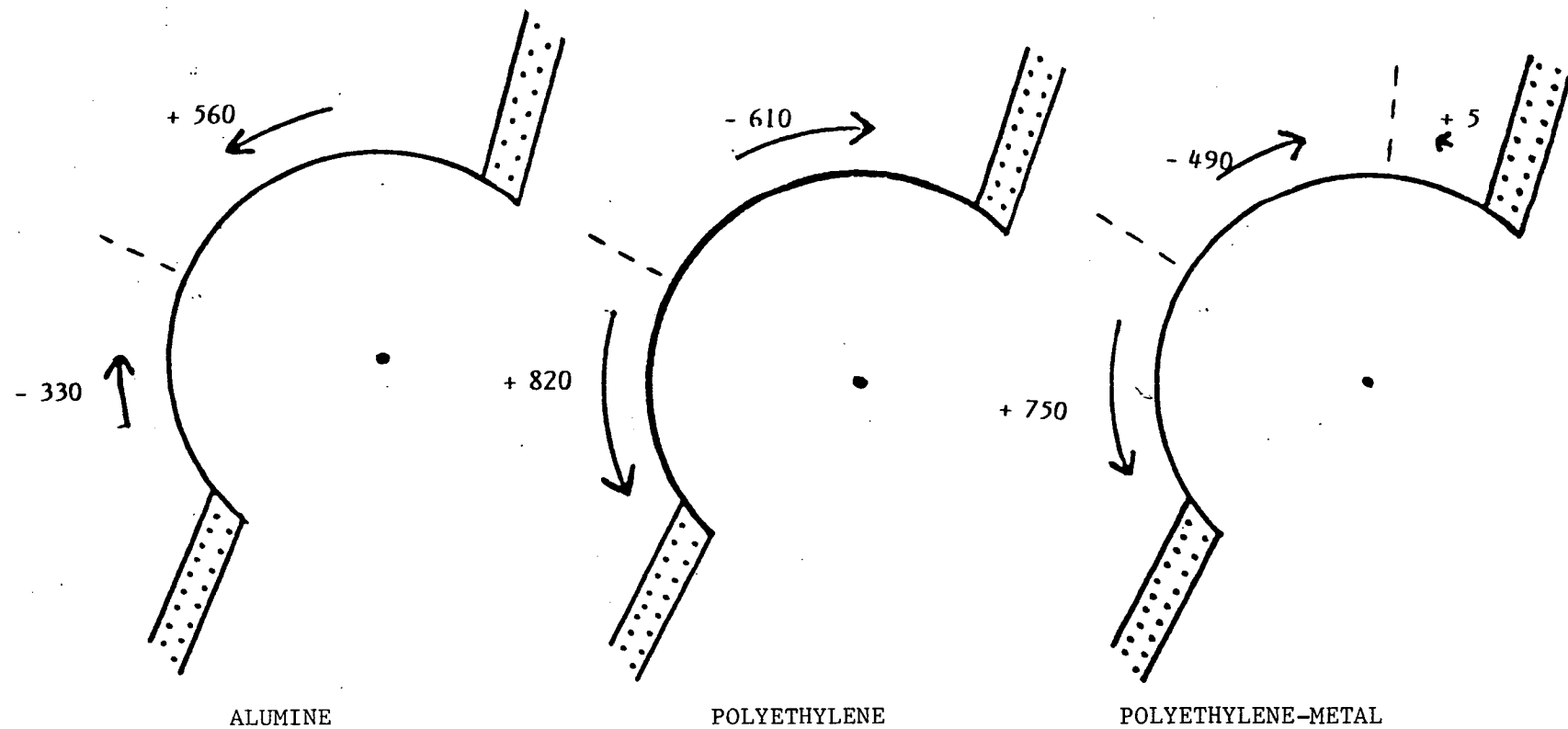


Figure IV.11 : Moments des charges appliquées à l'interface
os-ciment (N × mm)

IV.5.5. Modes de descellement. Il apparaît déjà que *le mode de descellement est fonction de la nature de l'implant.*

(i) pour un *implant en alumine*, deux facteurs interviennent dans le descellement :

- les contraintes dans le ciment sont très faibles ;
- les forces de cisaillement ou de décollement sont prépondérantes à l'interface alumine-ciment et ont un moment résultant positif.

Ces deux facteurs correspondent très bien au processus très rapide de descellement observé en clinique : fracture du ciment et simultanément décollement de l'implant puis rotation de ce dernier.

(ii) dans le cas d'un *implant en polyéthylène*, les facteurs de descellement sont très différents des précédents : le ciment exerce sur l'os cortical une très faible poussée alors que ce dernier devrait servir de point d'ancrage. De plus la distribution de charges exercée par le ciment sur l'os spongieux a pour effet d'écarter le toit du cotyle et l'arrière fond cotyloïdien ce qui n'est pas satisfaisant : ceci engendre une configuration du champ de contraintes dans l'os péricotyloïdien favorable à une migration de l'implant.

Dans le cas du *polyéthylène*, il n'y a pas rupture brutale comme dans le cas de l'alumine mais une phase d'évolution physique de l'implant et d'évolution de structure de l'os, ce qui permet de comprendre l'apparition des liserés radiotransparents décrits par CHARNLEY [1979]. Dans ce cas, pour étudier le phénomène du descellement, il conviendrait de prendre en compte le remodelage osseux, ce qui dépasse le cadre de cette étude.

(iii) enfin, pour un *implant en polyéthylène serti de métal*, les résultats sont tout à fait comparables à ceux trouvés dans le cas d'un implant en polyéthylène pur avec par contre, des valeurs numériques plus faibles laissant présager une évolution plus lente.

IV.6. Effet de l'orientation de la cupule

Lors de sa mise en place, il est toujours délicat d'orienter très précisément la cupule. Il est donc opportun de mesurer les effets de changement d'orientation de cet implant.

IV.6.1. Cupules en polyéthylène ou en polyéthylène serti de métal. La simulation numérique montre que de légères variations dans l'orientation de ces cupules sont sans effet significatif sur les champs de contraintes et sur les vecteurs contraintes aux interfaces excepté au voisinage des extrémités des ancrages.

Dans le cas de la cupule en polyéthylène serti de métal on note une augmentation de 22 % du moment des vecteurs contraintes aux deux interfaces ciment-os et métal-ciment lorsque la cupule est orientée à 65°. Ceci tend à favoriser la rotation de cet implant dans le cas d'une implantation en position très relevée.

IV.6.2. Cupule en alumine. Un *changement d'orientation* de la cupule en alumine lors de l'implantation a peu d'effets sur le tracé des *contraintes principales*. En effet :

(i) si l'on superpose géométriquement deux cupules en alumine, l'une posée à 45°, l'autre à 65°, on observe que les champs de contraintes principales sont également superposés. Il s'agit là encore d'une autre conséquence de la valeur très élevée du module d'Young de l'alumine.

(ii) si l'on superpose géométriquement les domaines osseux, on observe que les champs de contraintes sont superposés sauf aux voisinages des extrémités de l'ancrage et en arrière du toit du cotyle où apparaissent des valeurs plus fortes (le double dans le cas d'une orientation à 65°).

Par contre la distribution des *vecteurs de contraintes* à l'interface cupule-ciment évolue de manière critique en fonction de l'orientation. La comparaison des Figures IV.7 et IV.12 montre que :

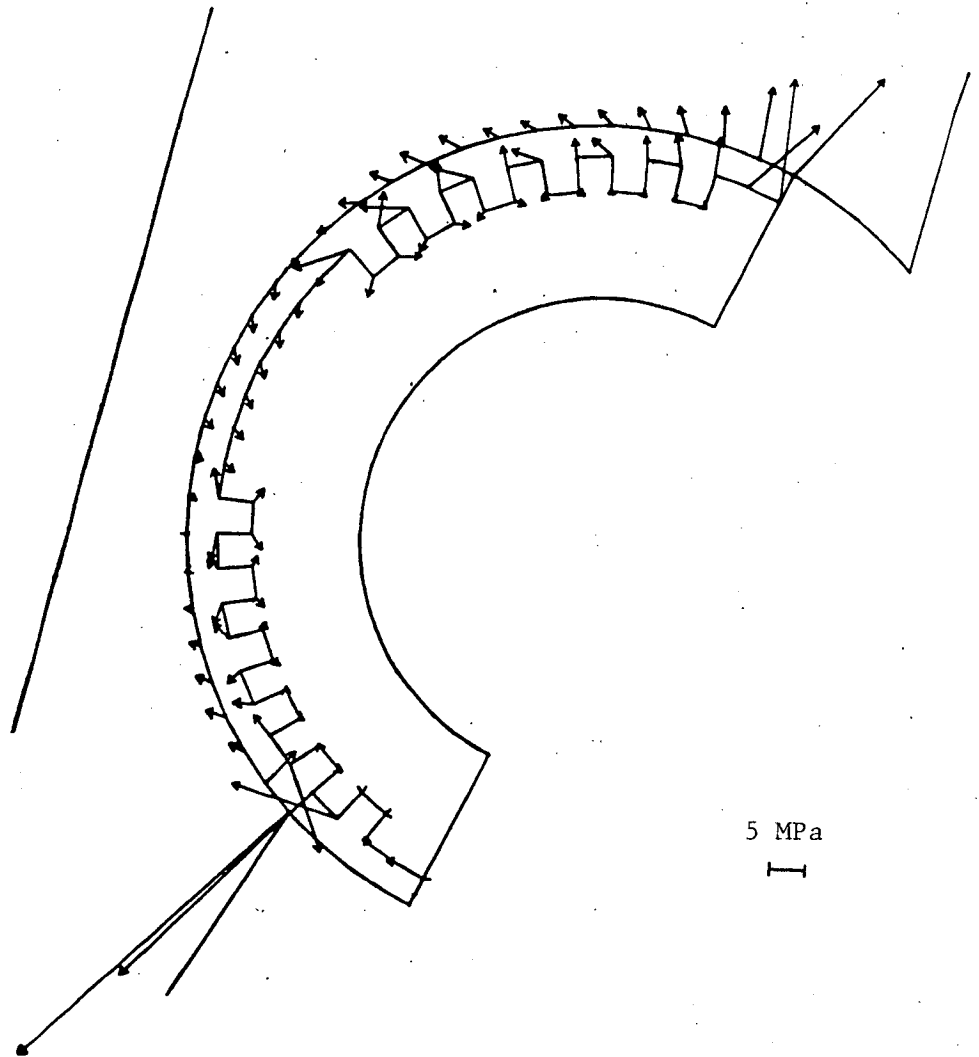


Figure IV.12 : Vecteurs de contraintes aux interfaces pour
une cupule en alumine orientée à 65°

- le problème du décollement des crans est accentué ;
- le cisaillement augmente et devient dès 50° de la traction ;
- dès 55° , il n'y a plus que de la traction pure au sommet géométrique de l'implant.

Il s'ensuit qu'une cupule en alumine trop relevée (orientée à 50° et plus, au lieu de 45°) aura davantage tendance à se décoller du ciment.

IV.7. Effets des surépaisseurs de ciment

Jusqu'ici nous avons supposé que le ciment était réparti de façon uniforme autour de la cupule. Examinons maintenant les résultats obtenus dans les deux cas proposés sur les Figures III.10.

IV.7.1. Couche de ciment épaisse au toit du cotyle et mince derrière le ligament rond (Fig. III.10.1). Quel que soit l'implant utilisé, lorsque l'épaisseur de ciment augmente, les *contraintes principales* dans ce dernier diminuent et deviennent négligeables dans le cas de l'alumine au voisinage de la zone osseuse.

Les variations (par rapport au cas d'une répartition uniforme de ciment) dans la distribution des *vecteurs de contraintes aux interfaces* se situent essentiellement au toit du cotyle :

(i) pour une cupule en *alumine*, il apparaît des forces de cisaillement et de traction ;

(ii) pour une cupule en *polyéthylène* ou en *polyéthylène serti de métal*, il n'y a plus aucune poussée de ciment sur l'os et, par endroit, il apparaît du cisaillement.

Nous avons également comparé les *moments des vecteurs de contraintes à l'interface ciment-os* pour une couche concentrique de ciment, d'une part, et pour la répartition de la Fig. III.10.1, d'autre part. Dans tous les cas on observe une augmentation de ce moment avec la répartition de la Fig. III.10.1. Cette augmentation est de 4 % pour la cupule en *alumine*, de 35 % pour la cupule en *polyéthylène* et de 17 % pour la cupule en *polyéthylène serti de métal*.

Ces résultats sont en parfait accord avec les résultats expérimentaux de TRAHARNE ET SANDER [1983].

Dans le cas de l'*alumine*, cette couche de ciment épaisse au toit du cotyle est donc une zone propice aux fractures puisque faiblement contrainte et accolée à une zone fortement contrainte, ce qui est en accord avec les observations cliniques faites à l'Hôpital St Louis.

Pour le *polyéthylène* et le *polyéthylène serti de métal*, cette répartition de ciment a pour effet d'augmenter la possibilité de rotation de l'implant et donc d'accélérer le processus de descellement.

IV.7.2. Couche de ciment mince au toit du cotyle et épaisse derrière le ligament rond (Fig. III.10.2). Il n'y a aucune modification dans la valeur des moments des vecteurs de contraintes à l'interface ciment-os entre le cas de la couche concentrique de ciment et le cas de la répartition de la Fig. III.10.2. On note simplement une faible diminution de la poussée du ciment sur l'os. Il s'ensuit que ce type de surépaisseur de ciment affecte très peu le comportement mécanique de la prothèse.

IV.8. Cas où la lame dense sous-chondrale est conservée

IV.8.1. Avec une couche concentrique de ciment. La lame dense sous-chondrale modifie l'action du ciment sur l'os uniquement au toit du cotyle. On constate

(i) dans le cas de l'*alumine*, un changement de direction des vecteurs de contraintes entraînant une meilleure poussée du ciment sur l'os ;

(ii) dans le cas du *polyéthylène*, des valeurs légèrement plus élevées de ces vecteurs de contraintes ;

(iii) dans le cas du *polyéthylène serti de métal*, il n'y a pas de variation sensible.

On n'observe aucune modification des valeurs des moments des vecteurs de contraintes à l'interface ciment-os. Il n'y a pas de variation du champ des contraintes principales sauf dans la région modélisant l'os sous-chondral. Ce dernier est plus contraint en présence d'alumine qu'en présence de polyéthylène ou de polyéthylène serti de métal.

IV.8.2. Sans ciment au toit du cotyle. Cette technique n'est jamais utilisée avec le polyéthylène. C'est pourquoi l'approche numérique est faite pour une cupule en *alumine* seulement.

Nous distinguons deux zones (Fig. III.12) :

(i) la première couvre largement le toit du cotyle et présente la succession de matériaux suivante : implant, *os sous-chondral*, os spongieux ;

(ii) la seconde, adjacente à la précédente, couvre tout l'arrière fond cotyloïdien et se compose des matériaux suivants : implant, ciment, *os sous-chondral*, os spongieux.

La *seconde zone* a le même comportement mécanique que dans le cas de la couche concentrique de ciment. On a déjà noté que cette région était peu sensible aux variations d'épaisseur du ciment.

On constate, pour la *première zone*, que si les directions des vecteurs de contraintes aux interfaces ne sont pas modifiées, l'os sous-chondral est cependant beaucoup plus contraint que le ciment : les contraintes sont du même ordre de grandeur que dans l'os cortical (20 N) alors qu'elles n'étaient que de 2 à 5 N dans le ciment. On peut espérer obtenir ainsi un meilleur ancrage de la cupule en alumine.

Il convient de noter que le Pr. L. SEDEL (Hôpital St Louis) obtient par ailleurs d'excellents résultats avec cette technique : aucun descellement avec des cotyles en alumine posés il y a plus de quatre ans.

IV.9. Contact direct cupule en alumine-os spongieux

On a noté dans les paragraphes précédents que le toit du cotyle était une zone critique pour le ciment. Certains chirurgiens comme le Pr. L. SEDEL l'ont pressenti et s'efforcent dans les interventions qu'ils pratiquent de minimiser, voire de supprimer la présence du ciment à cet endroit, ce qui implique pour eux de garder la lame dense sous-chondrale.

Mais il s'avère parfois impossible de conserver cette lame dense sous-chondrale ! Faut-il alors obligatoirement mettre du ciment entre la cupule et l'os spongieux ou peut-on envisager un contact direct alumine-os spongieux ?

Nous avons donc simulé une cupule en alumine cimentée dans les parties médiane et inférieure du cotyle et présentant à la partie supérieure un contact direct avec l'os spongieux. Nous avons observé :

(i) que la pression exercée sur la partie supérieure de l'os cortical est plus faible que dans toutes les configurations précédentes (rapport 1 à 2) (Fig. IV.13).

(ii) que les vecteurs de contraintes à l'interface alumine-os spongieux présentent une plus grande régularité dans leur orientation : l'alumine exerce une poussée sur l'os spongieux malgré une composante de cisaillement non nulle (Fig. IV.13).

(iii) que l'os spongieux au contact de l'alumine est plus contraint que ne l'était le ciment au même endroit. Notons que les forces de compression y sont relativement importantes (3 à 5 MPa) alors que dans le cas normal la valeur maximale des contraintes principales était de 1 MPa (Fig. IV.14).

Le contact partiel alumine-os spongieux présente donc une tenue mécanique préférable à celle d'un ancrage totalement cimenté.

Malheureusement, l'os spongieux situé dans la partie supérieure du cotyle est soumis à de fortes contraintes de compression alors que dans le cas normal il n'est pas ou peu contraint. N'ayant pas simulé le remodelage osseux, il nous est difficile de nous prononcer sur la fiabilité de ce type d'ancrage.

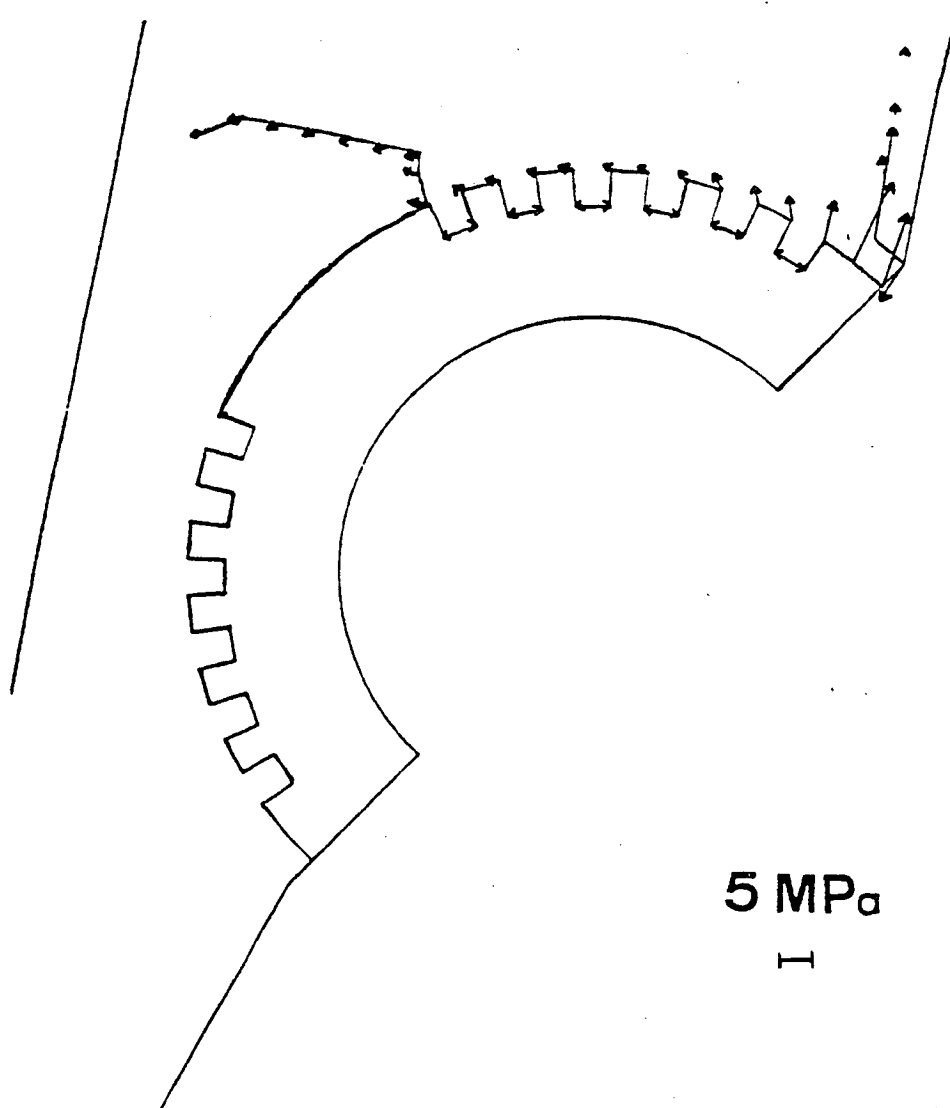


Figure IV.13 : Contact direct avec l'os spongieux au
toit du cotyle. Contraintes à l'interface
alumine-os spongieux .

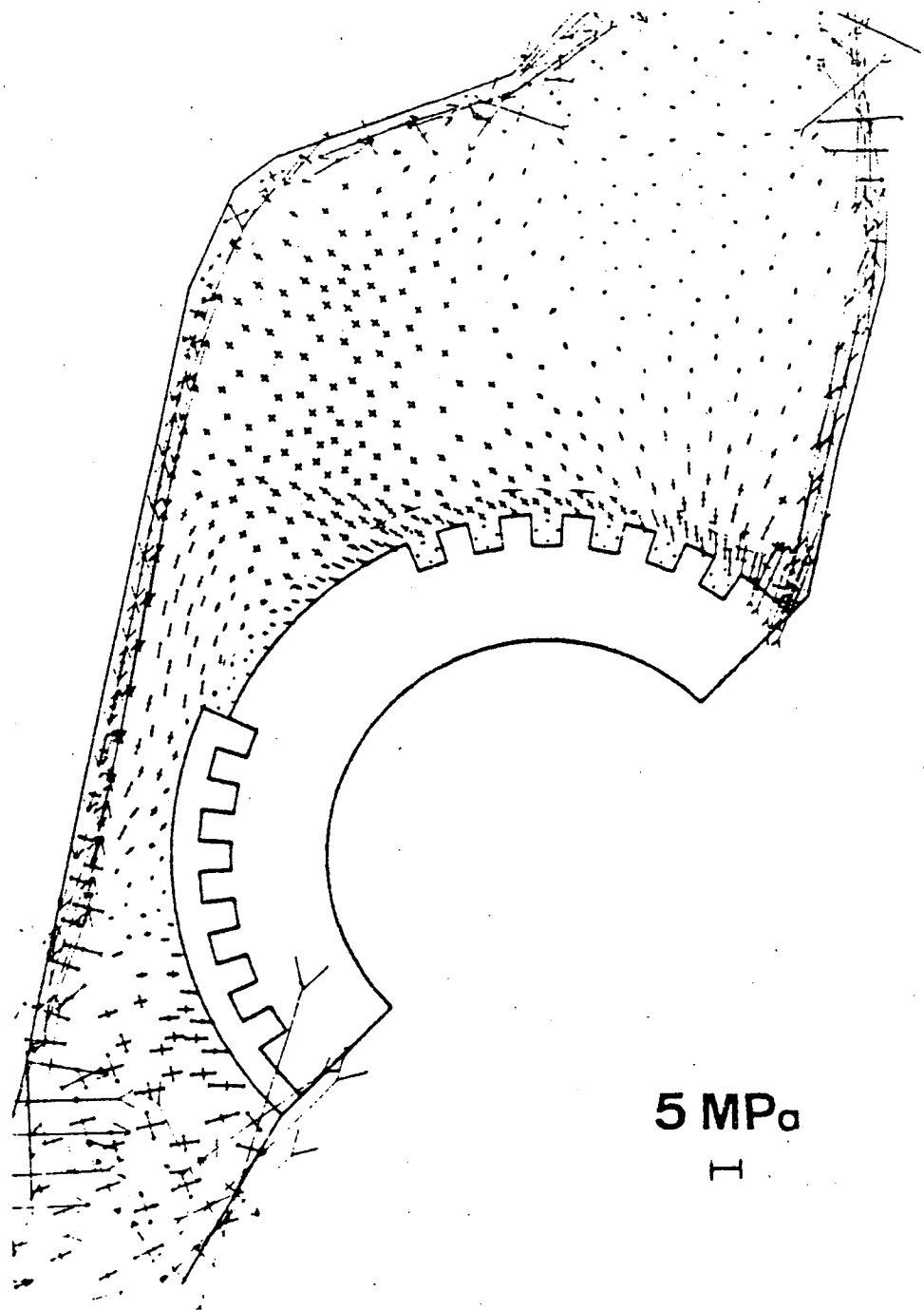


Figure IV.14 : Contact direct avec l'os spongieux au
toit du cotyle. Contraintes principales dans l'os .

IV.10. Conclusions. Le tableau synoptique IV.2 met en évidence les points que cette analyse des champs de contraintes principales et des vecteurs de contraintes aux diverses interfaces a permis de mieux cerner. On y indique en particulier les principales observations cliniques que cette étude a permis de corroborer .

Naturellement ce point de vue mécanique est important mais il n'est pas le seul à prendre en considération . Parmi les autres facteurs, citons notamment l'effet du cheminement des débris d'usure, la névrose thermique causée par le ciment, l'état de l'os du patient.

Nature de la cupule	ALUMINE [cimentage complet ou partiel (arrière fond cotyloïdien seulement)]	POLYETHYLENE ou POLYETHYLENE SERTI DE METAL [cimentage complet]
Inconvénients	<ul style="list-style-type: none"> ⊙ nécessite une pose très précise ⊙ manque de tenue à l'interface ciment-os avec un cimentage complet 	<ul style="list-style-type: none"> • glissement entre l'implant fémoral et l'implant cotyloïdien de qualité moyenne donc usure à long terme ⊙ les charges sont transmises à l'os spongieux ce qui favorise la migration de l'ensemble cupule-ciment dans l'os spongieux et explique l'apparition de liseré à l'interface os-ciment
Avantages	<ul style="list-style-type: none"> • excellent coefficient de friction • pas d'usure au contact de l'implant fémoral et de l'implant cotyloïdien • excellente biocompatibilité ⊙ l'ancrage peut être amélioré en conservant la lame dense sous-chondrale et en faisant un cimentage partiel 	<ul style="list-style-type: none"> • bonne biocompatibilité ⊙ peu sensible aux variations d'orientation lors de l'implantation

Tableau IV.2 : Principales observations cliniques : • démontrées lors de tests mécaniques ; ⊙ corroborés par la présente étude de contraintes

V. - "CONTROLE" DE DEUX PARAMETRES

V.1. Orientation

On peut à juste titre être étonné par le peu de choix existant en matière de prothèses de hanches, notamment pour ce qui concerne :

i) la nature des matériaux utilisés

Nous venons de voir que la quasi-totalité des matériaux (actuellement utilisés dans la réalisation des implants cotyloïdiens) sont soit de l'*alumine*, soit du *polyéthylène pur* ou recouvert de *métal*. Le polyéthylène, et surtout l'alumine, ont d'excellentes propriétés de *biocompatibilité*.

On peut cependant regretter à l'heure actuelle l'absence d'un matériau biocompatible dont les caractéristiques mécaniques pourraient se situer à mi-chemin de celles de l'alumine très dur (trop dur ?) et de celles du polyéthylène très mou (trop mou ?). Peut-être les matériaux composites à base de fibres de carbone permettront-ils de combler cette lacune ?

Dans cette perspective, et à titre purement exploratoire, nous avons effectué deux types de simulations numériques :

- *) en faisant varier le module d'Young de l'implant ;
- **) en combinant alumine et polyéthylène dans la réalisation de l'implant cotyloïdien.

ii) la forme des implants et notamment de la cupule

Dans cette voie nous avons considéré quelques variations dans la forme géométrique de la partie externe de la cupule.

V.2. "Contrôle" du module d'Young de l'implant

V.2.1. Variations du module d'Young d'une cupule homogène. Nous avons vu que la cupule en alumine du fait de sa dureté ($E = 350\,000\text{ MPa}$) "absorbait" les charges qui lui sont appliquées : en l'absence (ou presque) de pressions exercées par la cupule sur le ciment, la cupule a tendance à se desceller.

Il est donc tentant d'imaginer un matériau dont le module d'Young serait intermédiaire entre celui de l'alumine et celui du polyéthylène ($E = 600$ MPa).

Nous avons tout d'abord effectué un premier calcul avec un matériau dont le module d'Young serait de 20000 MPa mais cela nous a donné des résultats similaires à ceux de l'alumine.

On commence à retrouver une distribution de contraintes (internes et aux interfaces) comparable à celle trouvée dans le cas du polyéthylène avec un matériau dont le module d'Young est inférieur à 7000 MPa. Cette constatation est intéressante car il s'agirait là d'un matériau nettement plus dur que le polyéthylène ($E = 600$ MPa) donc mieux armé pour résister à l'usure.

V.2.2. Combinaison alumine-polyéthylène. D'une part, les couples de frottement alumine-alumine sont très faibles et permettent donc un excellent glissement entre les implants fémoraux et cotyloïdiens. D'autre part, le polyéthylène a un module d'Young beaucoup plus proche de celui de l'os. D'où l'idée de réaliser une cupule dont la paroi intérieure serait en alumine et la paroi extérieure en polyéthylène.

La simulation numérique d'un tel implant montre que (voir Fig. V.1) :

i) les contraintes exercées par le polyéthylène sur le ciment et celles du ciment sur l'os sont des forces de compression ce qui est souhaitable pour éviter le descellement ;

ii) le champ des contraintes principales dans l'os spongieux est assez voisin de celui obtenu dans le cas normal (non appareillé), et donc peu enclin à favoriser une migration de la cupule dans l'os spongieux.

Autrement dit, un tel implant permettrait d'éviter les inconvénients respectifs de l'alumine et du polyéthylène employés seuls. Cependant, selon les industriels, la technologie de fabrication d'un tel assemblage paraît être fort délicate au moins pour le moment...

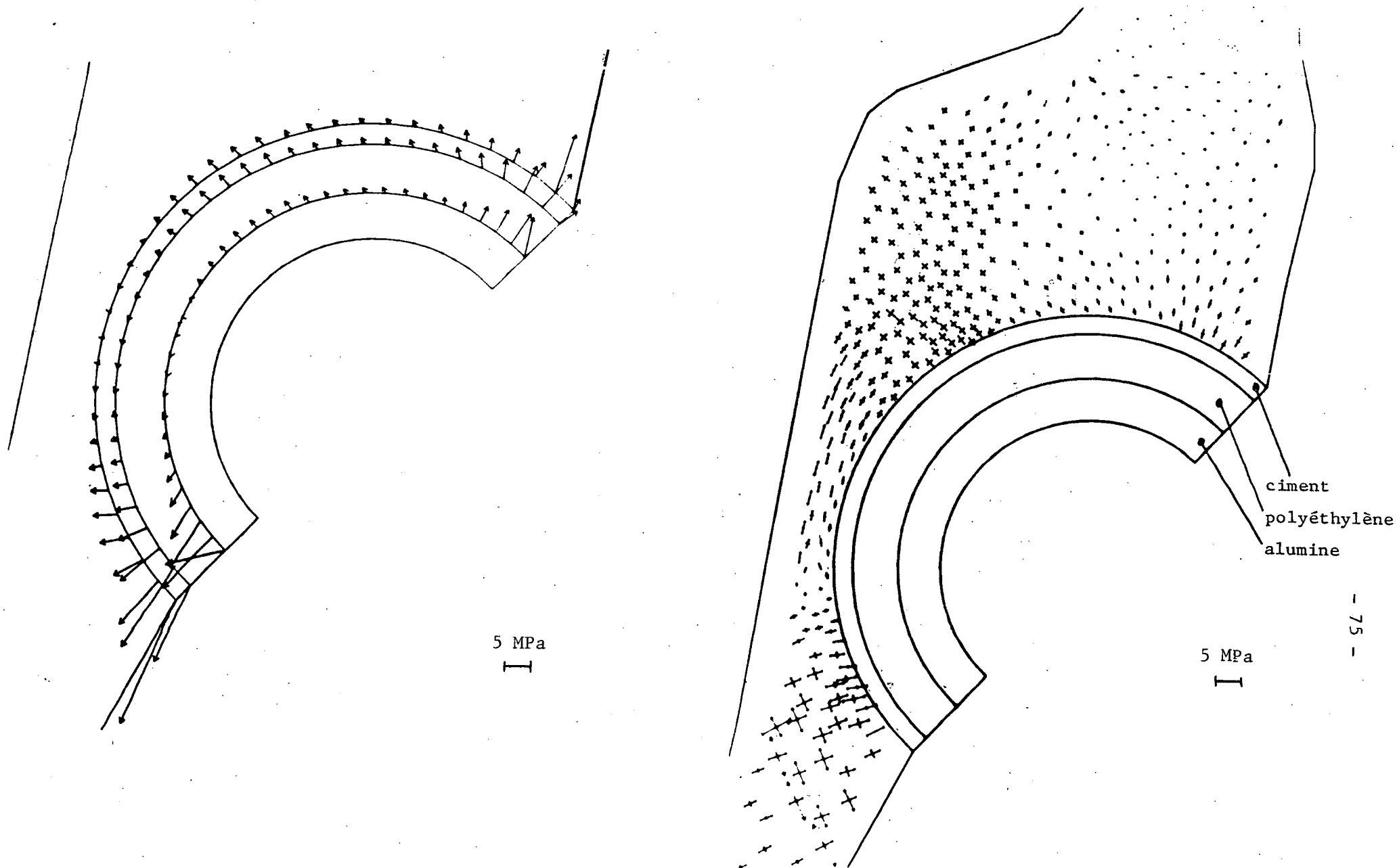


Figure V.1: Contraintes d'interface et contraintes principales pour une hanche appareillée à l'aide d'une cupule alumine-polyéthylène et scellée par une couche concentrique de ciment

V.3. Variations de la géométrie de l'implant en alumine

Nos essais numériques ont porté sur *différentes formes de crans* pour la partie extérieure de la cupule (Fig. V.2). Naturellement, la géométrie de la partie intérieure en contact avec l'implant fémoral ne peut être changée.

Tout d'abord il convient d'éliminer le cas d'une cupule lisse car les vecteurs de contraintes traduisant l'action de la cupule sur le ciment sont des forces de cisaillement ou de traction.

Les essais numériques relatifs à la Fig. V.2 montrent qu'aucune des formes de crans envisagée n'est satisfaisante car parmi les vecteurs contraintes qui apparaissent à l'interface ciment-os, il y a toujours, plus ou moins, des forces favorisant le décollement. Notons cependant que ces dernières sont plus faibles pour certaines configurations.

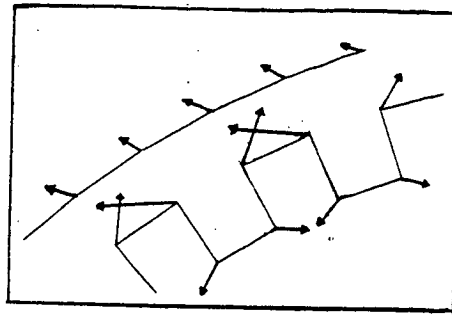
Il semble donc que ces forces de décollement résultent davantage de la valeur élevée du module d'Young de l'alumine et de la présence du ciment plutôt que de la forme elle-même de la paroi externe de la cupule. Sur ce point, il serait cependant intéressant de reprendre l'étude dans le cadre tridimensionnel.

VI. - QUELQUES PROBLEMES OUVERTS

L'originalité du présent travail repose

- i) sur la détermination des vecteurs contraintes aux interfaces des différents matériaux ;
- ii) sur l'interprétation que ces vecteurs contraintes permettent de donner des phénomènes de descellements ;
- iii) sur la bonne cohérence entre l'interprétation de ces résultats numériques et les observations cliniques.

Cette cohérence est remarquable si l'on songe que la méthode de simulation numérique proposée est *simple* et repose sur un certain nombre d'*approximations assez grossières de la réalité*. Ces résultats sont encourageants et il nous semble que cette étude devrait être poursuivie à deux niveaux :



Cas de référence

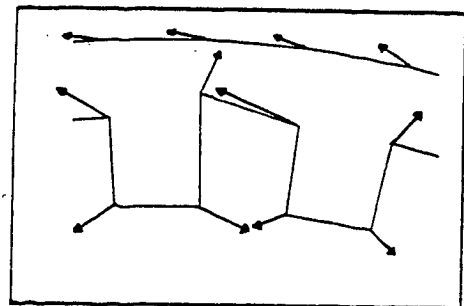
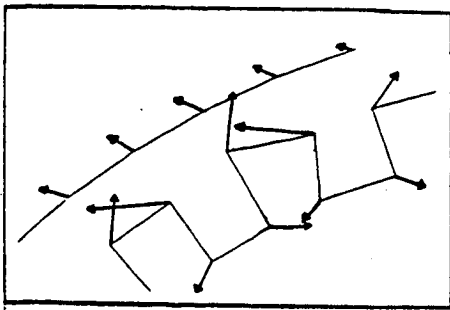
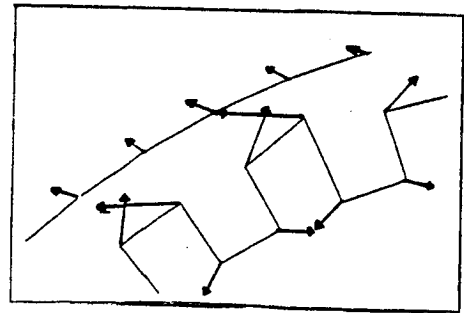
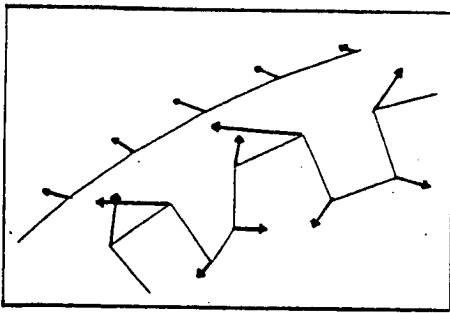
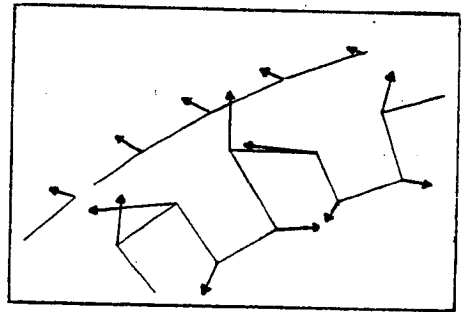
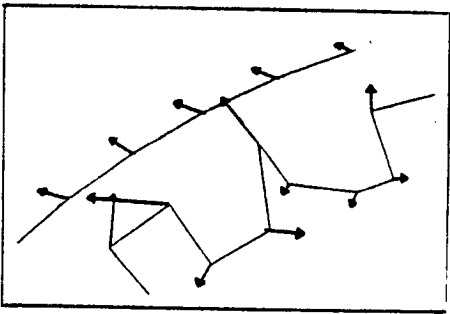
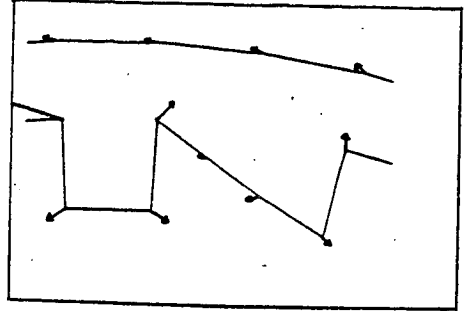
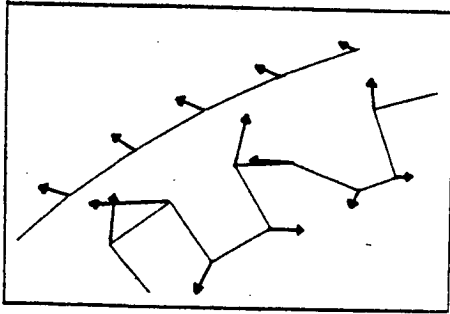


Figure V.2 : Variations de la forme des crans dans le cas d'une cupule en alumine.

VI.1. Raffinements du modèle

Ces raffinements devraient porter notamment sur les points suivants :

VI.1.1. Etude tridimensionnelle. La présente étude est bidimensionnelle. L'étape suivante consisterait à considérer une formulation tridimensionnelle du problème. Dans cette voie on pourrait reprendre la modélisation de OONISHI, ISHA et HASEGAWA [1983] en affinant certaines parties du maillage (notamment la partie cotyloïdienne) et en introduisant le calcul des vecteurs de contraintes aux interfaces.

VI.1.2. Meilleure prise en compte des conditions aux limites. Dans la présente simulation numérique nous avons supposé que l'os iliaque était encastré à ses extrémités. Il conviendrait de s'affranchir de cette hypothèse et de prendre en compte l'effet de l'ensemble des muscles du bassin (une vingtaine). Pour une première étude on pourrait se limiter aux trois principaux.

VI.1.3. Meilleure prise en compte des interactions implant fémoral-cupule. Dans la présente étude nous avons considéré deux cas de chargements de type AA ou PM (voir § III.5.3), distribués sur la partie interne de la cupule et qui représentaient l'action de l'implant fémoral sur la cupule. Naturellement il conviendrait de *diversifier ces chargements* et de considérer *l'articulation globale de la hanche*.

VI.1.4. Meilleure prise en compte des coefficients mécaniques des os. Dans cette étude nous avons supposé que le domaine osseux était homogène par morceaux. En fait *l'os est un matériau plus complexe* ; le supposer élastique, homogène, et isotrope constitue une grossière approximation. Il conviendrait donc d'obtenir des données expérimentales sur les os du bassin puis de les exploiter.

VI.1.5. Prise en compte du remodelage osseux. Nous avons souligné que le milieu osseux est essentiellement adaptatif et que l'introduction d'un corps étranger ayant ses propres caractéristiques mécaniques entraîne inévitablement (et heureusement !) un remodelage osseux. Pour une étude du comportement à long terme d'une prothèse de hanche, il s'avère important de prendre en compte ce phénomène tout en étant bien conscient que la modélisation (en termes d'équations) du remodelage osseux est en lui-même un problème largement ouvert.

VI.1.6. Prise en compte des fissures (localisation, direction et intensité). En ce qui concerne l'étude des descellements ou des fractures, il serait intéressant de prendre en compte les fissures dans le développement ultérieur de notre méthode numérique. Cela suppose sans doute que des progrès aient été accomplis pour les différents points mentionnés plus haut.

VI.2. Conception optimale de la forme des cupules

La réponse à tout ou partie des questions ouvertes, signalées dans la section précédente, devrait nous permettre d'aborder un certain nombre de problèmes de "*contrôle optimal*" au premier rang desquels nous plaçons l'étude de la *forme optimale* de la cupule pour un matériau donné. Cependant, compte tenu de la complexité générale du problème le choix du ou des critères d'optimisation significatifs paraît assez délicat.

BIBLIOGRAPHIE

- BERNADOU, M. [à paraître] Méthodes d'approximation pour les problèmes elliptiques. Contribution au traité "Méthodes de Mathématiques Appliquées", publié par le C.E.A. sous la direction scientifique de R. DAUTRAY et J.L. LIONS.
- BREKELMANS, W.A.M., POORT, H.W. and SLOOFF, T.J.J.H. [1972] A new method to analyse the mechanical behaviour of skeletal parts. Acta orthop. Scand. 43, pp 301-317.
- BROWN, T.D., MUTSCHLER, T.A., et FERGUSON, A.B. [1982] A nonlinear finite element analysis of some early collapse processes in femoral head osteonecrosis. J. Biomechanics, 15, n° 9, pp. 705-715.
- CARTER, D.R., VASU, R. and HARRIS, W.H. [1982] Stress distributions in the acetabular region. II. Effects of cement thickness and metal backing of the total hip acetabular component. J. Biomechanics 15, pp. 165-170.
- CHARNLEY, J. [1979] Low Friction Arthroplasty of the Hip, Springer Verlag, New York.
- CIARLET, P.G. [1978] The Finite Element Method for Elliptic Problems, North-Holland, Amsterdam.
- CROLET, J.M. [1979] Modélisation mathématique d'une hanche humaine appareillée et applications - Extensions à la hanche normale. Thèse de 3ème cycle. Université de Paris VI, Juin 1979.
- DUVAUT, G. et LIONS, J.L. [1972] Les inéquations en mécanique et en Physique, Dunod, Paris.

- DUVAUT, G. et PISTRE, F. [1982] Calcul des vecteurs contraintes en approximation P_1 et P_2 . C.R.Acad. Sc. Paris, 295, Série II, pp. 827-830.
- GOEL, V.K., VALLIAPPAN, S. and SVENSSON, N.L. [1978] Stresses in the normal pelvis, Comput. Biol. Med., 8, pp. 91-104.
- HAYES, W.C. and SNYDER, B. [1981] Toward a quantitative formulation of Wolff's law in trabecular bone in mechanical properties of bone - American Society of Mechanical Engineers, pp. 43-68.
- HUGGLER, A.H., SCHRIEBER, A., DIETSCH, C. and JACOB, H. [1974] Experimentelle untersuchungen über das deformations - Verhalten des huftazetabulums unter belastung, Z. Orthop. 112, pp. 44-50.
- HUISKES, R. and CHAO, E.Y.S. [1983] A survey of finite element analysis in orthopedic biomechanics : the first decade. J. Biomechanics, 16, n° 6, pp. 385-409.
- JACOB, H., HUGGLER, A.H., DIETSCH, C. and SCHREIBER, A. [1976] Mechanical function of subchondral bone as experimentally determined on the acetabulum of the human pelvis. J. Biomechanics, 9, pp. 625-627.
- KAPANDJI, I.A. [1971] Physiologie articulaire du membre inférieur, Fascicule 2, 4ème édition, Librairie Malaine, Paris.
- KOCH, J.C. [1917] The laws of bone architecture, Am. J. Anat., 21, pp. 177-289.

MODULEF [1983] Présentation du Club MODULEF, Notice 85, version 3.4, INRIA, Juin 1983. Egalement disponible en anglais : The Club MODULEF : a library of computer procedures for finite element analysis, Notice 73, INRIA, June 1983.

OONISHI, H., ISHA, H. and HASEGAWA, T. [1983] Mechanical analysis of the human pelvis and its application to the artificial hip joint by means of the three dimensional finite element method, J. Biomechanics, 16, n° 6, pp. 427-444.

PEDERSEN, D.R., CROWNINSHIELD, R.D., BRAND, R.A. and JOHNSTON, R.C. [1982] An axisymmetric model of acetabular components in total hip arthroplasty. J. Biomechanics, 15, pp. 305-315.

TRAHARNE, I. and SANDER, R.W. [1983] Acetabular cement strain for different cement thicknesses and shapes of the cement mantle : in vitro strain gage study. Proceeding of 29 th Annual ORS 65.

VASU, R., CARTER, D.R. and HARRIS, W.H. [1982] Stress distributions in the acetabular region. I. Before and after total joint replacement. J. Biomechanics 15, pp. 155-164.

